



Universidade de
Aveiro
2013

Departamento de Engenharia Mecânica

Carlos Alberto
Pinho Resende

Estudo da substituição óssea com cunhas e
enxertos no fémur na ATJ



**Carlos Alberto
Pinho Resende**

**Estudo da substituição óssea com cunhas e
enxertos no fémur na ATJ**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica, realizada sob a orientação científica do Professor Doutor António Manuel Godinho Completo, Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro e coorientada pelo Professor Doutor Fernando Manuel Pereira da Fonseca, Professor Auxiliar da Faculdade de Medicina dos Hospitais da Universidade de Coimbra.

Dedico este trabalho aos meus Pais, ao Evaristo e à Elma, pelo incansável apoio.

o júri

presidente

Prof. Doutor António Manuel de Amaral Monteiro Ramos

Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro

Prof. Doutor Jorge Américo Oliveira Pinto Belinha

Professor Auxiliar da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Prof. Doutor António Manuel Godinho Completo

Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade de Aveiro

Prof. Doutor Fernando Manuel Pereira Fonseca

Professor Auxiliar da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra

agradecimentos

A realização deste trabalho não teria sido possível sem a ajuda de diversas pessoas, como tal, aproveito esta oportunidade para agradecer a todas elas o apoio e disponibilidade demonstradas.

Em primeiro lugar, gostaria de agradecer ao meu orientador, o Professor Doutor António Completo, por todos os ensinamento, apoio, disponibilidade e paciência demonstrados, sendo ele uma peça chave para a conclusão deste trabalho.

Um agradecimento especial para os meus amigos de curso, Nuno Gonçalves e Tiago Borges, pelo que me ajudaram e pelos momentos que passamos juntos.

Agradeço ao Mauro Coutinho todo o apoio demonstrado durante a execução deste trabalho.

Agradeço à Elma o muito carinho e apoio que me deu ao longo desta caminhada.

Finalmente, gostaria de agradecer aos meus pais e irmão, por terem sempre uma palavra de incentivo e conforto nas alturas mais complicadas permitindo assim ultrapassar as dificuldades e encarar com um maior otimismo situações futuras.

palavras-chave

Biomecânica, articulação do joelho, aumentos metálicos, enxertos ósseos, haste metálica, medição experimental de extensões, método dos elementos finitos, revisão da artroplastia total do joelho

resumo

Nesta tese foi objetivo estudar os aspectos biomecânicos das diferentes técnicas de colmatação de perda óssea no fêmur distal aquando da revisão da artroplastia total do joelho. Procurou-se avaliar como cada uma das diferentes técnicas altera a transferência de carga ao osso de suporte, aferindo assim potenciais riscos de reabsorção óssea ou mesmo falha por fadiga do osso de suporte ou do material associado à técnica utilizada. Avaliou-se também o efeito da utilização da haste intramedular quando associada às diferentes técnicas. Para o efeito, numa primeira fase, realizou-se uma análise detalhada à articulação do joelho na vertente anatómica, biomecânica e artroplástica em especial no processo de revisão. Foi selecionada a prótese do joelho e respetivos aumentos protésicos do modelo comercial P.F.C. Sigma para a realização do estudo comparativo. Em complemento dos aumentos metálicos foram também avaliadas mais duas técnicas de colmatação óssea; uma com recurso ao cimento ósseo e outra com a utilização de um enxerto de osso. Para este processo desenvolveram-se modelos experimentais com recurso ao fêmur em material compósito, onde os defeitos ósseos foram gerados de uma forma sequencial no côndilo medial e as diferentes técnicas de colmatação aplicadas através da realização de cirurgias "in-vitro". A fim de aferir as alterações de transferência de carga foram colocados extensómetros na região medial anexa ao defeito e lateral permitindo a avaliação das deformações principais no córtex sob ação de um severo caso de carga. Numa fase posterior desenvolveram-se modelos numéricos de elementos finitos que replicaram os modelos experimentais. Estes modelos numéricos permitiram a avaliação de parâmetros biomecânicos não passíveis de avaliação com recurso aos modelos experimentais anteriores, tais como as deformações no osso esponjoso de suporte e os níveis de tensão no cimento ósseo. Estes mesmos modelos foram comparados com os resultados obtidos nos modelos experimentais, evidenciando-se uma boa correlação entre estes. Os resultados obtidos nos modelos experimentais e numéricos demonstram alterações de transferência de carga para o osso de suporte entre os diferentes tipos de técnicas. As técnicas associadas ao aumento metálico distal de 4mm e cimento ósseo, para o defeito tipo F1, não alteram significativamente a transferência de carga para o osso de suporte ao contrário das técnicas de aumento distal de 12mm e enxerto ósseo, para defeito tipo F2, estes apresentando riscos de reabsorção óssea e sobrecarga localizada respetivamente. O uso de haste femoral parece apenas ser útil associada à técnica com enxerto ósseo, sendo o seu efeito menos positivo quando associada às restantes técnicas.

keywords

Biomechanics, knee joint, increases metal, bone grafts, metal stem, experimental measurement of extensions, finite element method, revision of total knee arthroplasty

abstract

The main goal of this thesis, was studying the biomechanical behaviour of different techniques to replace bone loss in the distal femur at the revision total knee arthroplasty. The biomechanical behaviour of each technique was done by the evaluation of load transfer changes to the host bone, relating this changes with potential risk effects in host bone like bone resorption, due to stress-shielding effect, or bone fatigue damage due to localized overloading. Also was evaluated the use of an intramedullary press-fit stem in the load transfer effect to host bone, for each replacement technique. For this effect, in a first step, was done an anatomical and biomechanical review of the knee joint, as well as of the revision knee arthroplasty. For the study, P.F.C. Sigma knee prosthesis and femoral distal metal augments were selected, to carry the comparative study. In complement of the two distal metal augments, were also analyzed two more bone replacement techniques; bone cement filling and structural bone graft. For this comparative study were developed experimental models with composite femur, where of an incremental way bone defects type F1 and F2 were done at the medial condyle, and the different bone replacement techniques applied through in vitro surgeries'. The load transfer changes were analyzed in the experimental models with tri-axial strain gages positioned at the medial, next of the bone defect, and lateral cortex. The measured strains were used to calculate the maximal and minimal principal strain at the cortex surface under a severe load case. Later, were developed finite element models that replicate the experimental ones. These numerical models were used to evaluate the biomechanical parameters, which not possible to evaluate with the experimental models, as the principal strains in host cancellous bone and von Mises bone cement stress. These numerical models were correlated with the results of the experimental models, providing a good correlation between them. The experimental and numerical results showed load transfer changes at the host bone between the different replacement techniques. The metal 4mm augment and bone cement filling techniques, at the defect type F1, did not changes significantly the load transfer to the host bone, contrary to the techniques with metal 12mm augment and structural bone graft, applied at the bone defect F2, the latter presenting bone resorption and fatigue bone damage risks respectively. The femoral press-fit stem use appears only be beneficial associated at the structural bone graft technique, the stress-shielding effect generated by the stem limits their use with the others bone replacement techniques.

Índice

1 – Introdução	1
2 – O joelho	3
2.1 - Anatomia.....	3
2.1.1 – Articulação do joelho	3
2.1.2 - Superfícies articulares	7
2.1.3 - Ligamentos	11
2.2 - Biomecânica do joelho.....	12
2.2.1 - Cinemática articular do joelho.....	13
2.2.2 – Ação muscular e ligamentar	19
3 - Artroplastia do joelho	23
3.1 - Introdução.....	23
3.2 - Causas para a artroplastia	24
3.3 – Substituição articular	25
4 - Revisão da artroplastia do joelho	33
4.1 - Causas para a revisão da artroplastia	33
4.2 – Processo cirúrgico de revisão	36
4.3 - Avaliação dos defeitos ósseos.....	37
5 - Modelos experimentais	43
5.1 - Introdução.....	43
5.2 – Materiais e métodos.....	44
5.3 – Resultados	49
5.4 – Discussão	51
6 - Modelos numéricos.....	53
6.1 - Introdução.....	53
6.2 – Materiais e métodos.....	54
6.2.1 – Modelos geométricos	54
6.2.2 – Modelos numéricos	55
6.3 – Resultados	59
6.3.1 – Resultados da convergência de malha	59

6.3.2 - Comparação modelos numéricos versus experimentais	59
6.3.3 – Deformações principais no osso cortical	61
6.3.4 – Deformações principais mínimas no osso esponjoso.....	63
6.3.5 – Tensão de von Mises no cimento ósseo	66
6.4 – Discussão	68
7 - Conclusões e trabalhos futuros	71
7.1 - Conclusões.....	71
7.2 – Trabalhos futuros	72
Referências	73

Lista de Figuras

Figura 2.1 - Articulação do joelho. A cápsula articular não é demonstrada [3].....	3
Figura 2.2 - Diáfise e epífise distal do fêmur. A. Vista lateral. B. Vista anterior. C. Vista posterior. D. Corte transversal na diáfise do fêmur [3].....	5
Figura 2.3 - Extremidade proximal da tíbia. A. Vista superior, face articular superior. B. Vista anterior. C. Vista posterior. D. Corte transversal através da diáfise da tíbia [3].	7
Figura 2.4 - Patela. A. Vista anterior. B. Vista posterior. C. Vista superior [3].....	7
Figura 2.5 - Superfícies articulares da articulação do joelho. A. Em extensão. B. Em flexão. C. Vista anterior (em flexão) [3].	8
Figura 2.6 - Meniscos da articulação do joelho. Vista superior [3].	9
Figura 2.7 - Membrana sinovial da articulação do joelho e bolsas associadas. A. Vista súpero-lateral; patela e fêmur não estão demonstrados. B. Corte sagital paramediano através do joelho [3].	10
Figura 2.8 - Membrana fibrosa da cápsula da articulação do joelho. A. Vista anterior. B. Vista posterior [3].	11
Figura 2.9 - Ligamentos colaterais da articulação do joelho. A. Vista lateral. B. Vista medial [3].	12
Figura 2.10 - Movimento da articulação do joelho em três dimensões, o que é descrito usando seis variáveis independentes. Estas seis variáveis são denominadas por graus de liberdade [4].	13
Figura 2.11 - Movimento de flexão-extensão durante a marcha [4].	14
Figura 2.12 - Cinemática articular do joelho durante a marcha: rolamento e deslizamento (flexão, tradução anterior) [4].	15
Figura 2.13 - Forma das superfícies articulares proporcionarem mobilidade ao compartimento lateral [4].	16
Figura 2.14 - A função dos meniscos é aumentar a conformidade articular, com um aumento da pressão de pico após a meniscectomia [4].	17
Figura 2.15 - O modo de transporte de carga dos meniscos - conversão de carga axial em tensões de arco meniscal [4].	18
Figura 2.16 - Os diferentes modos de movimento da articulação do joelho e lubrificação ao caminhar [4].	19
Figura 2.17 - Restrições primárias e secundárias para as forças ântero-posterior - exemplo do LCA e LCM superficial [4].	20
Figura 2.18 - A. Força da articulação patelo-femoral em extensão. B. A 90 ° de flexão [4].	21
Figura 3.1 - Representação de um joelho com osteoartrite, antes e após artroplastia [6].	24
Figura 3.2 - Articulação com osteoartrite. [7].	25

Figura 3.3 - A. Esquema de implantação da prótese unicompartmental. B. Prótese de 2 componentes. C. Prótese de 3 componentes. D. Radiografia a joelho com prótese unicompartmental [8].....	26
Figura 3.4 - A. Prótese fêmur-patelar. B. Radiografia a joelho com prótese patelo-femoral [8].....	27
Figura 3.5 - Prótese Bicondilar [8].....	29
Figura 3.6 - A. Prótese tipo Miller-Galante com conservação do LCP. B. Prato de polietileno de para conservação do LCP [8].....	29
Figura 3.7 - Prótese de Insall-Burstein com sistema de limitação de recuo posterior da tibia [8].	30
Figura 3. 8 - Próteses com componente de polietileno móvel. [8]	30
Figura 3.9 - Prótese de charneira [8].	32
Figura 4.1 - Desgaste de uma prótese [8].....	35
Figura 4. 2 - Defeito F1 [9].....	38
Figura 4.3 - Defeito F2A [9].	39
Figura 4.4 - Defeito F2B [9].	40
Figura 4.5 - Defeito F3 [9].	41
Figura 5.1 - Materiais utilizados nos ensaios experimentais. A. Fémur compósito. B. Componente femoral. C. Aumento de 4mm. D. Aumento 12mm.	44
Figura 5.2 - Localização dos extensômetros no fémur. A. Extensômetro medial. B. Extensômetro lateral.....	46
Figura 5.3 - Máquina dos ensaios.	47
Figura 5.4 – Carga aplicada e adaptador utilizado para repartir a mesma.	47
Figura 5.5 - Implantes utilizados nos ensaios experimentais. A. Componente femoral - sem defeito ósseo. B. Aumento metálico de 4mm – defeito F1. C. Cimento Ósseo 4mm – defeito F1. D. Aumento metálico de 12mm – defeito F2. E. Enxerto ósseo – defeito F2.	48
Figura 5.6 - Valores médios e desvios padrão das extensões principais máximas (ϵ_1).....	50
Figura 5.7 – Valores médios e desvios padrão das extensões principais mínimas (ϵ_3).....	50
Figura 6.1 - Representação esquemática dos modelos com e sem haste femoral.....	55
Figura 6.2 - Diferentes modelos associados a cada técnica de colmatação analisada.....	55
Figura 6.3 - Representação esquemática das direções das forças e restrições aplicadas....	57
Figura 6.4 - Representação esquemática dos alinhamentos analisados no córtex distal do fémur.	58
Figura 6.5 - Representação esquemática dos alinhamentos das deformações principais mínimas analisados no osso esponjoso.	58
Figura 6.6 - Gráfico do deslocamento em função do número de elementos.	59
Figura 6.7 – Reta de correlação entre os valores das extensões/deformações dos modelos numéricos e experimentais.	60
Figura 6.8 - Deformações principais máximas (ϵ_1) e mínimas (ϵ_3) no lado medial e no lado lateral ao longo dos alinhamentos traçados a 8,5mm, 18,5mm e 28,5mm.....	61

Figura 6.9 - Deformações principais máximas (ϵ_1) e mínimas (ϵ_3) ao longo dos alinhamentos verticais do lado medial e do lado lateral.	63
Figura 6. 10 - Deformações principais máximas (ϵ_1) e mínimas (ϵ_3) ao longo dos alinhamentos situados no côndilo medial e no côndilo lateral do osso esponjoso.....	63
Figura 6.11 - Gradiente das deformações principais mínimas nos modelos sem haste.....	64
Figura 6.12 - Gradiente das deformações principais mínimas nos modelos com haste.	65
Figura 6.13 - Tensões de von Mises nos modelos sem haste.....	67
Figura 6.14 - Tensões de von Mises nos modelos com haste.....	68

Lista de tabelas

Tabela 4.1 - Características e tratamento dos diferentes defeitos [9].....	41
Tabela 5.1 - Resumo dos componentes usados. (n/a - não aplicável).....	45
Tabela 5.2 - Sequência do processo.	48
Tabela 5.3 – Valores das extensões principais mínimas (ϵ_3) e máximas (ϵ_1) ($1 \times 10^{-6} \text{m/m}$)	49
Tabela 6.1 - Modelos analisados.	54
Tabela 6.2 - Propriedades mecânicas dos modelos utilizados [6].	56
Tabela 6.3 - Características dos modelos numéricos analisados para a escolha de malha.	56
Tabela 6.4 - Número de elementos e nós dos modelos analisados.....	57
Tabela 6.5 - Comparação entre os modelos numéricos e experimentais.....	60

Capítulo 1

INTRODUÇÃO

Introdução

A articulação do joelho é biomecanicamente um sistema complexo, envolvendo a tíbia proximal e o fêmur distal. É um sistema anatómico de enorme importância no esqueleto, pelas forças e momentos a que está constantemente sujeito na transferência de forças estáticas e dinâmicas para o membro inferior, bem como, por permitir em simultâneo a mobilidade e a estabilidade. Como tal, também está sujeita a patologias diversas, cuja cura pode implicar o uso de dispositivos biomédicos implantáveis específicos como as próteses do joelho. A artroplastia total do joelho (ATJ) é uma solução clínica para determinadas etiologias, como a artrose e a artrite reumatoide. O principal objetivo da artroplastia total do joelho é a substituição da cartilagem por uma prótese, fornecendo alívio da dor e devolvendo a amplitude dos movimentos perdidos para o paciente [1].

Após a primeira cirurgia e ao longo dos anos, os doentes enfrentam alguns problemas que conduzem a uma revisão da artroplastia total do joelho. Uma das principais razões para a realização da revisão da artroplastia total do joelho está ligada a perda óssea junto aos implantes primários o que põe em causa a sua estabilidade, obrigando à realização da artroplastia de revisão. Essa perda óssea está relacionada essencialmente ao efeito da “osteólise” e ao efeito de “*stress-shielding*”. Este último é uma consequência de uma alteração dos níveis de deformação no osso antes e após a artroplastia. Nos casos onde se observa diminuição da deformação na estrutura óssea após a colocação dos implantes primários, esta diminuição segundo a Lei de Wolff [2] vai diminuir a densidade óssea adaptando-se este a nova solicitação mecânica. A diminuição da densidade óssea pode por em risco o suporte ósseo do próprio implante. Assim, aquando da revisão o cirurgião é confrontado com a necessidade de colmatar a perda óssea com materiais que permitam a colocação de um novo implante assegurando a sua estabilidade.

Para isso o cirurgião pode recorrer a várias técnicas tais como o uso de cimento ósseo, excerto ósseo e cunhas ou blocos metálicos. Muitas das vezes a utilização de cada um destes tipos de materiais está diretamente ligada à dimensão e geometria do defeito ósseo. No entanto o cirurgião não tem atualmente uma resposta clara sobre qual o tipo de solução a adotar, e qual das soluções poderá ser mais benéfica em função do tipo de defeito a colmatar.

Assim, pretende-se com este trabalho dar indicações aos cirurgiões ortopédicos que métodos/técnica de colmatar os defeitos ósseos no fêmur distal serão mais indicados para cada tipo de defeito e quais as suas consequências a média e longo prazo.

O capítulo 1 refere-se a uma breve introdução ao tema que será desenvolvido ao longo desta tese, assim como a sua organização.

O capítulo 2 é dedicado à articulação do joelho, com incidência sobre a sua anatomia e a sua biomecânica, que é fundamental para entender as principais estruturas envolvidas e a sua contribuição para o modo de funcionamento da articulação.

No capítulo 3 faz-se referência à artroplastia do joelho, nomeadamente às suas causas, à sua evolução nestes últimos anos, das indicações e contra-indicações clínicas, da técnica cirúrgica e complicações clínicas.

O capítulo 4 refere-se à revisão da artroplastia do joelho, com destaque para as causas que levam a esta e para os vários tipos de defeitos ósseos que caracterizam o fêmur distal aquando da cirurgia de revisão.

O capítulo 5 é dedicado à análise experimental da colmatação dos defeitos ósseos no fêmur distal com diferentes técnicas, entre elas; aumentos distais metálicos de diferentes dimensões, utilização de cimento ósseo e enxerto ósseo, através da utilização de ossos em material compósito e recorrendo à técnica de extensometria para avaliação do estado de extensão no córtex distal.

No capítulo 6, desenvolveram-se modelos numéricos que replicaram os modelos experimentais analisados no capítulo anterior. Estes procuraram avaliar um conjunto de parâmetros biomecânicos não passíveis de avaliação nos modelos experimentais, assim como a avaliação da utilização das hastas femorais associadas às técnicas de colmatação. Em complemento estes modelos numéricos foram comparados com os modelos experimentais aferindo a sua capacidade de replicar o comportamento destes.

No capítulo 7 procedeu-se ao desenvolvimento de uma conclusão geral do trabalho, procurando dar as indicações clínicas associadas às técnicas de colmatação óssea, assim como indicações para trabalhos complementares a desenvolver no futuro.

Capítulo 2

O JOELHO

2.1 - Anatomia

2.1.1 – Articulação do joelho

A articulação do joelho é a maior articulação sinovial do corpo. Esta consiste na articulação entre o fêmur e a tíbia, que é de suporte de peso e na articulação entre a patela e o fémur, que permite que a tração do músculo quadríceps femoral seja direcionada anteriormente sobre o joelho para a tíbia sem que haja desgaste do tendão (figura 2.1).

Dois meniscos fibrocartilagosos, um em cada lado, entre os côndilos femorais e a tíbia, acomodam as alterações de formato das superfícies articulares durante os movimentos da articulação.

Os movimentos detalhados da articulação do joelho são complexos, mas basicamente a articulação é em gínglimo (dobradiça), o que permite principalmente a flexão e extensão. Como todas as articulações em gínglimo, a articulação do joelho é reforçada pelos ligamentos colaterais, um de cada lado da articulação. Além disso, dois ligamentos muito fortes (os ligamentos cruzados) ligam as extremidades adjacentes do fêmur e da tíbia, mantendo as suas posições opostas durante o movimento.

Como a articulação do joelho está relacionada com suporte de peso, esta possui um eficiente mecanismo de ‘estabilização’, para reduzir a quantidade de energia muscular necessária para manter a articulação em extensão quando o indivíduo está em pé [3].

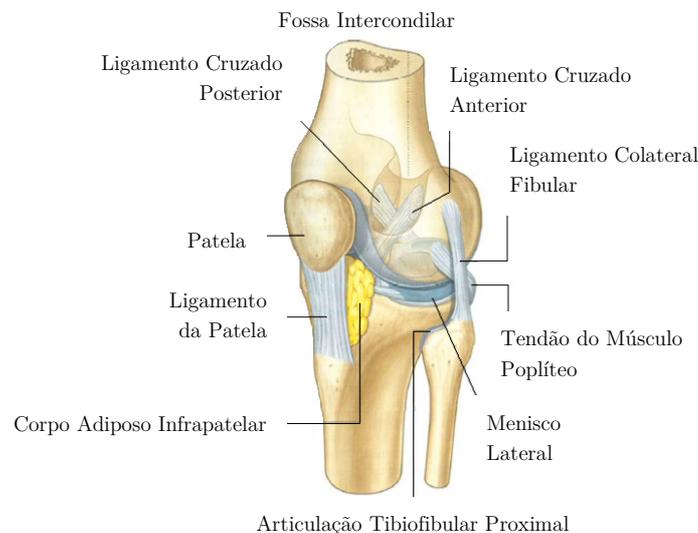


Figura 2.1 - Articulação do joelho. A cápsula articular não é demonstrada [3].

Fémur

É o mais longo e pesado osso do corpo – transmite o peso do corpo do osso da anca para a tíbia, quando uma pessoa se encontra de pé. O seu comprimento é aproximadamente um quarto da altura da pessoa. Consiste num corpo (diáfise) e duas extremidades, superior e inferior (figura 2.2). A extremidade superior do fémur é composta pela cabeça, colo e dois trocânteres (maior e menor). A cabeça do fémur projeta-se súpero-medial e ligeiramente para anterior, quando se articula com o acetábulo.

O corpo do fémur é arqueado anteriormente e possui uma direção oblíqua do colo do fémur para a extremidade distal (figura 2.2). Em consequência desta orientação oblíqua, o joelho está próximo à linha média sob o centro de gravidade do corpo.

A parte média do corpo do fémur tem formato triangular em corte transversal (figura 2.2D). Na parte média do corpo, o fémur possui superfícies medial (póstero-medial), lateral (póstero-lateral) e anterior lisas e margens medial, lateral e posterior. As margens medial e lateral são áreas arredondadas, enquanto as margens posteriores formam uma ampla crista rugada, a linha áspera.

Nas regiões proximal e distal do fémur, a linha áspera alarga de modo a formar uma superfície posterior adicional. Na extremidade distal do fémur, esta superfície posterior forma a fossa poplíteia e as suas margens, que são contínuas com a linha áspera acima, formam as linhas supracondilares medial e lateral. A linha supracondilar medial termina num proeminente tubérculo (o tubérculo do adutor) na face superior do côndilo medial da extremidade distal. Imediatamente lateral à extremidade inferior da linha supracondilar medial encontra-se uma área áspera de osso para a fixação proximal da cabeça medial do músculo gastrocnémio (figura 2.2).

A extremidade distal do fémur caracteriza-se por dois grandes côndilos, que se articulam com os côndilos da tíbia. Os conditos são separados por uma fossa intercondilar e unem-se anteriormente, onde se articulam com a patela.

As superfícies dos côndilos que articulam-se com a tíbia são arredondadas posteriormente e tornam-se mais planas inferiormente. Em cada epicôndilo, um sulco oblíquo raso separa a superfície que se articula com a tíbia da superfície mais anterior, que se articula com a patela. As superfícies dos côndilos medial e lateral que se articulam com a patela formam uma cavidade em V, que está voltada anteriormente. A superfície lateral da cavidade é maior e mais íngreme do que a superfície medial.

As paredes da fossa intercondilar possuem duas facetas para a fixação superior dos ligamentos cruzados, que estabilizam a articulação do joelho (figura 2.2). A parede formada pela superfície lateral do côndilo medial possui uma grande face oval, que cobre grande parte da metade inferior da parede, para a origem da extremidade proximal do ligamento cruzado posterior. A parede formada pela superfície medial do côndilo lateral possui uma face oval póstero-superior menor para a origem da extremidade proximal do ligamento cruzado anterior.

Dois faces separadas por um sulco localizam-se numa região imediatamente posterior ao epicôndilo lateral. Na face superior localiza-se a origem da cabeça lateral do músculo gastrocnémio, na face interior encontra-se a origem do músculo poplíteo [3].

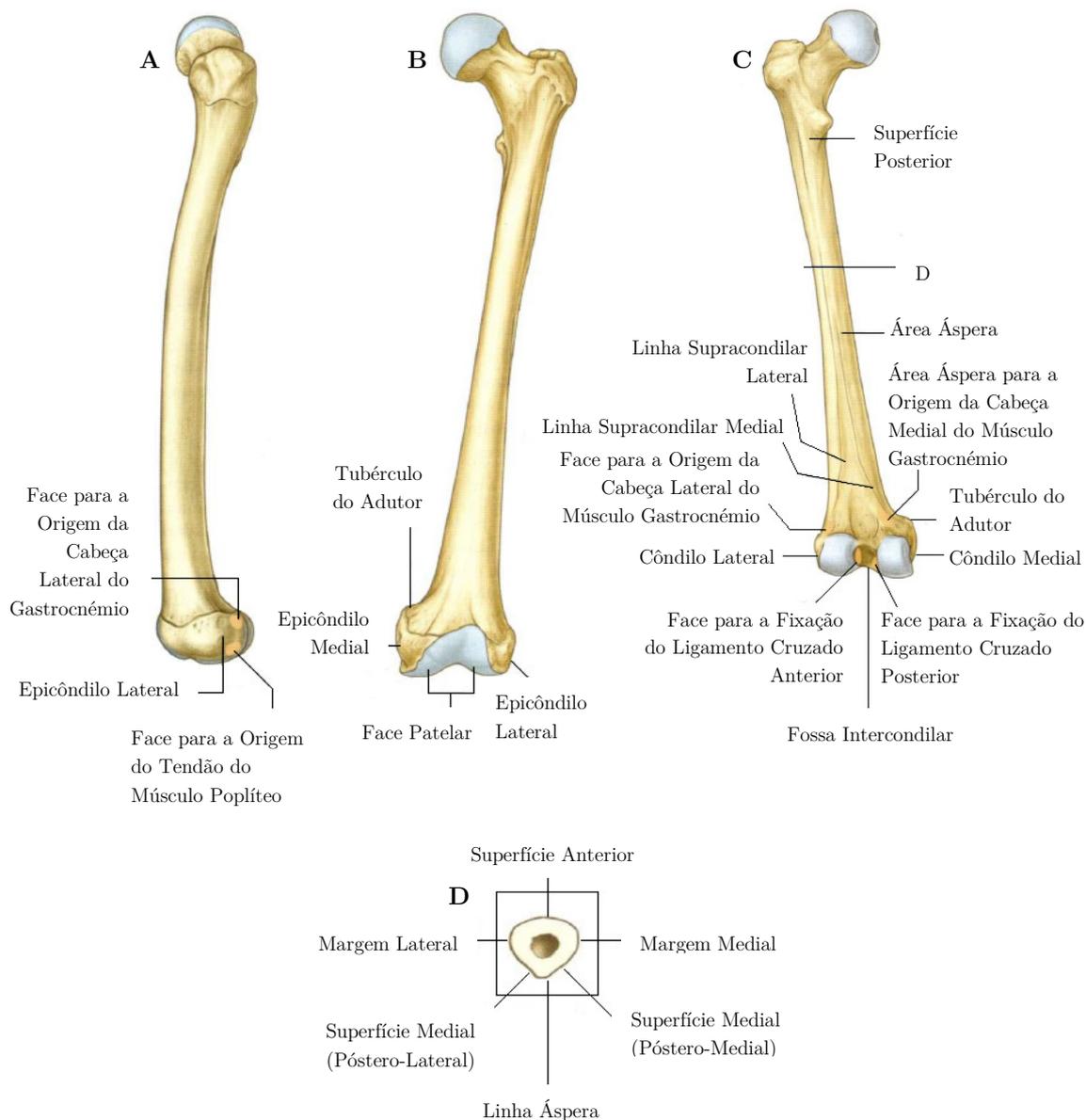


Figura 2.2 - Diáfise e epífise distal do fêmur. **A.** Vista lateral. **B.** Vista anterior. **C.** Vista posterior. **D.** Corte transversal na diáfise do fêmur [3].

Tíbia

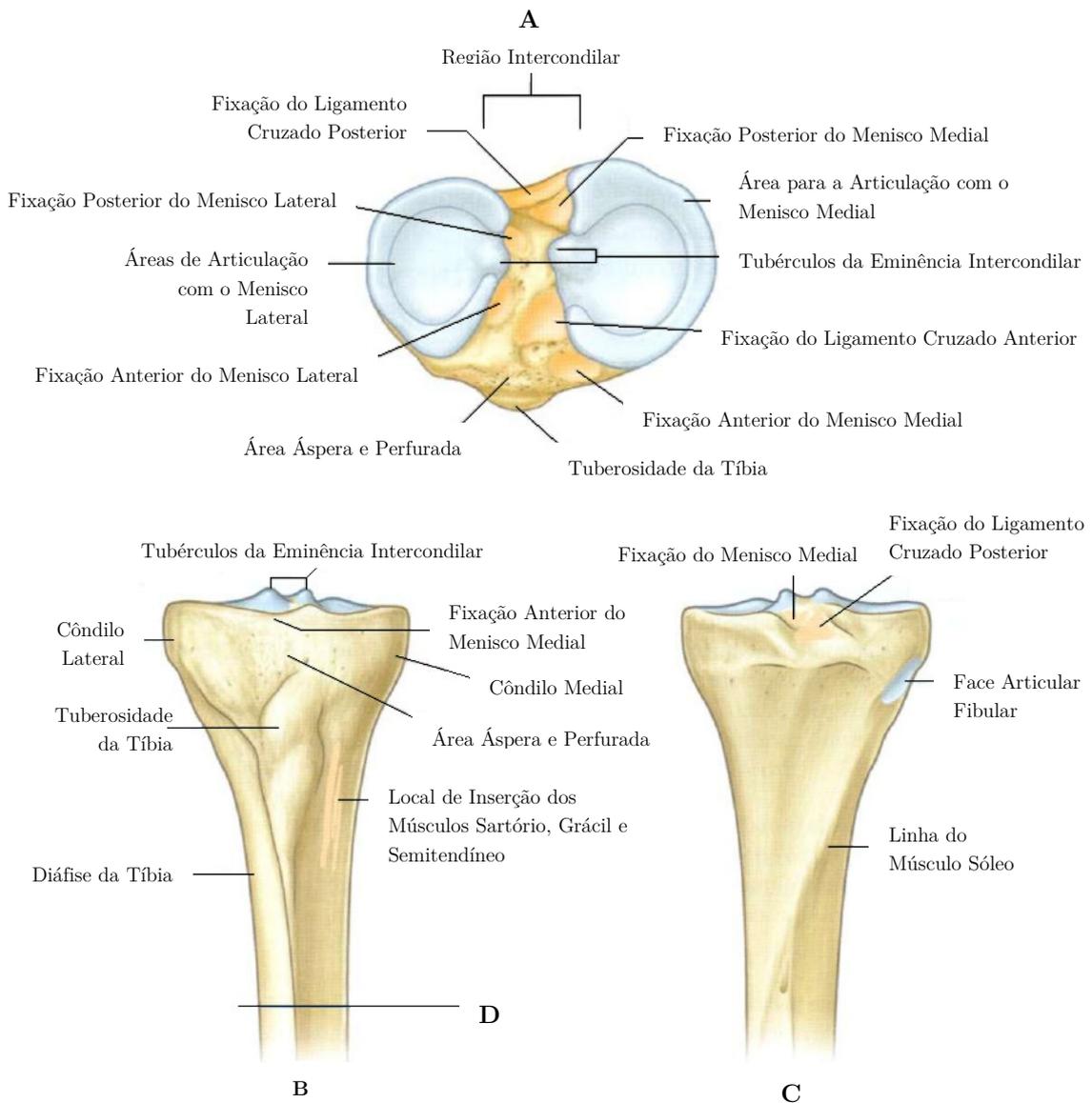
Excetuando o fêmur, a tíbia é o maior osso do corpo que suporta peso. Está localizada na zona antero-medial da perna, quase paralela à fíbula. A extremidade proximal da tíbia é grande porque os seus côndilos, medial e lateral, articulam-se com os grandes côndilos do fêmur.

A face superior da tíbia é plana, formando o prato tibial, que consiste em côndilos medial e lateral da tíbia e numa eminência intercondiliana. Esta eminência da tíbia ajusta-se, na fossa intercondiliana, entre os côndilos do fêmur. O côndilo lateral da tíbia possui, interiormente, uma face para a cabeça da fíbula.

O corpo da tíbia é triangular em corte transversal e possui três faces (posterior, medial e lateral) além de três margens (interior, interóssea e medial) (figura 2.3D). A margem

anterior é pontiaguda e desce da tuberosidade tibial, onde é contínua superiormente com uma crista que passa ao longo da margem lateral da tuberosidade e na direção do côndilo lateral. A margem interóssea é uma crista vertical sutil que desce ao longo da face lateral da tibia a partir da região óssea anterior e inferior à face articular fibular. A margem medial é indistinta superiormente, onde começa na extremidade anterior do sulco localizado na superfície posterior do côndilo medial da tibia, mas é definida no seu corpo médio.

A grande face medial do corpo da tibia, entre as margens anterior e medial, é lisa e subcutânea, sendo palpável ao longo de quase toda a sua extensão. Medial e um pouco inferior à tuberosidade da tibia, esta face medial possui uma elevação sutil e um pouco enrugada. Esta elevação é o local para a inserção combinada de três músculos que descem da coxa. A face posterior do corpo da tibia, entre as margens interóssea e medial, é mais ampla superiormente, onde é cruzada por uma linha oblíqua áspera. A face lateral, entre a margem anterior e a margem interóssea, é lisa e não possui características distintas [3].



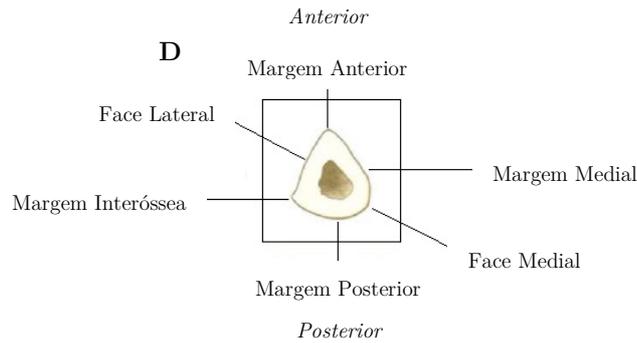


Figura 2.3 - Extremidade proximal da tíbia. **A.** Vista superior, face articular superior. **B.** Vista anterior. **C.** Vista posterior. **D.** Corte transversal através da diáfise da tíbia [3].

Patela

A patela é o maior osso sesamoide (um osso formado dentro de um tendão de um músculo) no corpo e é formada dentro do tendão do músculo do quadríceps femoral durante a sua passagem através da articulação do joelho para se inserir na tíbia.

A patela é triangular e o seu ápice aponta inferiormente para a fixação do ligamento da patela, que liga a patela à tíbia (figura 2.4). A sua base é ampla e espessa para a inserção do músculo do quadríceps femoral em cima. A sua superfície posterior articula-se com o fémur e possui faces medial e lateral, que se inclinam para longe de uma crista lisa e elevada – a face lateral é maior para a articulação com a superfície correspondente maior do côndilo lateral do fémur [3].

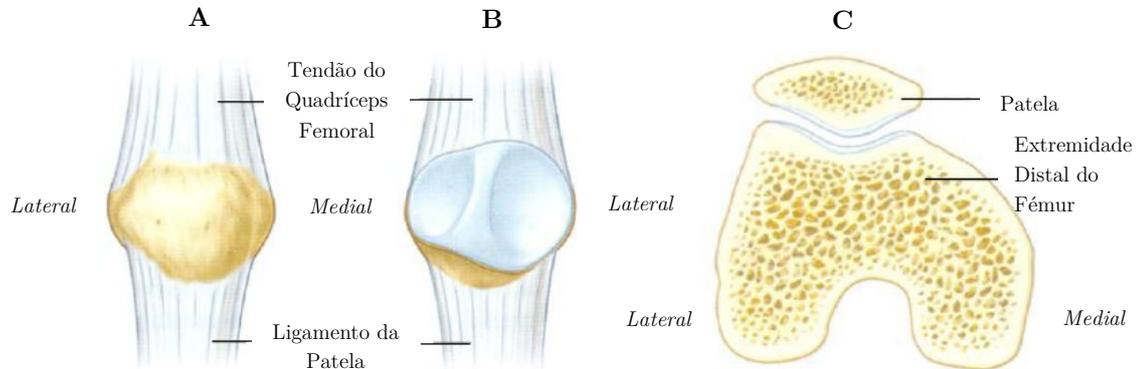


Figura 2.4 - Patela. **A.** Vista anterior. **B.** Vista posterior. **C.** Vista superior [3].

2.1.2 - Superfícies articulares

As superfícies articulares dos ossos que contribuem para a articulação do joelho são cobertas por cartilagem hialina. As principais superfícies envolvidas incluem os dois côndilos femorais e as superfícies adjacentes da face superior dos côndilos tibiais.

As superfícies dos côndilos femorais que se articulam com a tíbia durante a flexão do joelho são curvas, enquanto as superfícies que se articulam durante a extensão total são planas (figura 2.5).

As superfícies articulares entre o fémur e a patela possuem um pequeno canal em formato de V na superfície anterior da extremidade distal do fémur onde os dois côndilos se encontram com a face posterior da patela. As superfícies articulares ficam envoltas dentro de uma única cavidade articular: assim como os meniscos intra-articulares entre os côndilos femorais e tibiais [3].

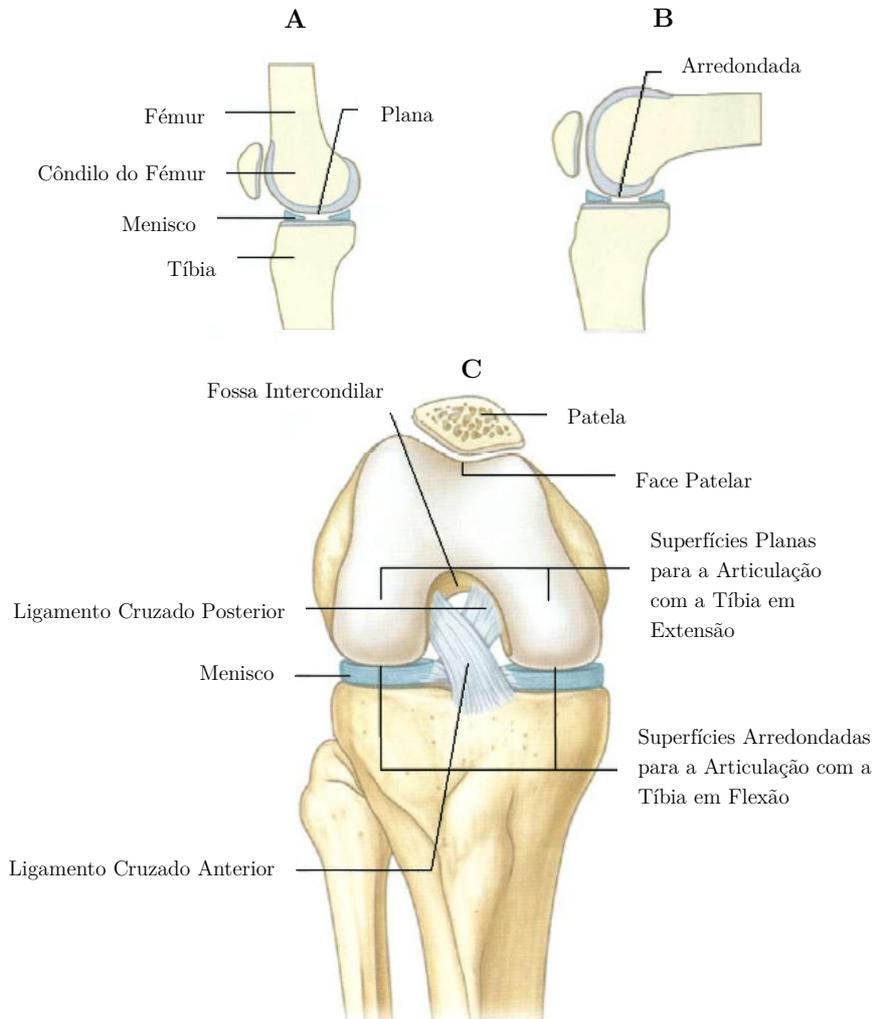


Figura 2.5 - Superfícies articulares da articulação do joelho. **A.** Em extensão. **B.** Em flexão. **C.** Vista anterior (em flexão) [3].

Meniscos

Na articulação do joelho, encontramos dois meniscos, que são cartilagens fibrocartilaginosas em formato de C, um medial (menisco medial) e outro lateral (menisco lateral) (figura 2.6). Ambos os meniscos estão presos pelas suas extremidades a faces nas áreas intercondilares da face articular superior da tibia.

O menisco medial fica preso em redor da sua extremidade à capsula da articulação e ao ligamento colateral tibial, enquanto o menisco lateral não se prende à cápsula. Portanto, o menisco lateral é mais móvel que o medial.

Os meniscos são interligados anteriormente pelo ligamento transverso do joelho. O menisco lateral também é ligado ao tendão do músculo poplíteo, que passa súpero-lateralmente entre este menisco e a cápsula para se fixar no fêmur.

Os meniscos melhoram a congruência entre os côndilos femoral e tibial durante os movimentos articulares onde as superfícies dos côndilos femorais que se articulam com a face articular superior da tibia mudam de pequenas superfícies curvas em flexão para grandes superfícies planas em extensão [3].

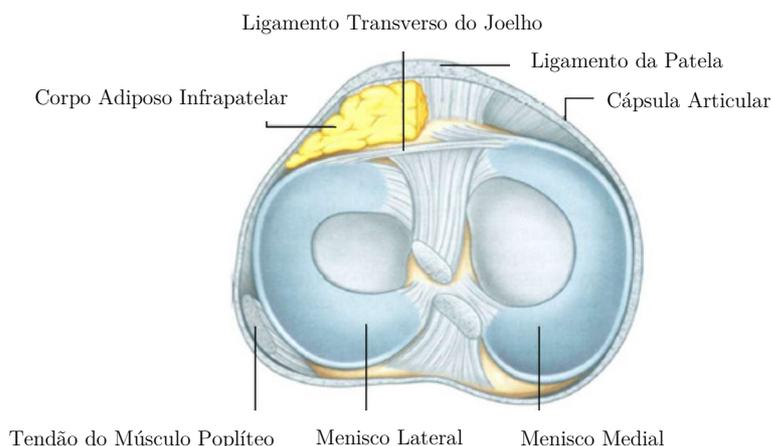


Figura 2.6 - Meniscos da articulação do joelho. Vista superior [3].

Membrana sinovial

A membrana sinovial da articulação do joelho prende-se às extremidades das superfícies articulares e às extremidades externas superior e inferior dos meniscos (figura 2.7A). Os dois ligamentos cruzados, que se prendem nas áreas intercondilares da tibia abaixo e na fossa intercondilar do fêmur acima ficam fora da cavidade articular, mas envoltos pela membrana fibrosa da articulação do joelho.

Posteriormente, a membrana sinovial reflete-se para fora da membrana fibrosa da cápsula articular em cada lado do ligamento cruzado posterior, fazendo uma volta para frente ao redor de ambos os ligamentos, excluindo-os, desta forma, da cavidade articular.

Anteriormente, a membrana sinovial é separada do ligamento da patela por uma almofada de tecido adiposo infrapatelar. Em cada lado da almofada, a membrana sinovial forma uma extremidade em franja, que se projeta para a cavidade articular. Além disto, a membrana sinovial que cobre a parte inferior da almofada de gordura infrapatelar é elevada em uma fina prega na linha média direcionada posteriormente (a prega sinovial infrapatelar), que se prende à extremidade da fossa intercondilar do fêmur.

A membrana sinovial da articulação do joelho forma recantos em dois locais para gerar superfícies de baixa fricção para os movimentos de tendões associados à articulação:

- A menor destas três expansões é o recanto subpoplíteo (figura 2.7) que se estende póstero-lateralmente da cavidade articular e localiza-se entre o menisco lateral e o tendão do músculo poplíteo, que passa através da cápsula articular;

- A segunda expansão é a bolsa suprapatelar (figura 2.7B), uma grande bolsa que é uma continuação da cavidade articular superiormente entre a extremidade distal da diáfise do

fêmur e o músculo e tendão do quadríceps femoral - o ápice desta bolsa fica preso ao pequeno músculo articular do joelho, que traciona a bolsa para fora da articulação durante a extensão do joelho.

Outras bolsas associadas ao joelho, mas que normalmente não comunicam com a cavidade articular incluem a bolsa subcutânea pré-patelar, as bolsas infrapatelares superficial e profunda, além de várias outras bolsas associadas aos tendões e ligamentos ao redor da articulação (figura 2.7B).

A bolsa pré-patelar é subcutânea e anterior à patela. As bolsas infrapatelar profunda e subcutânea infrapatelar ficam nas faces profunda e subcutânea do ligamento da patela, respetivamente [3].

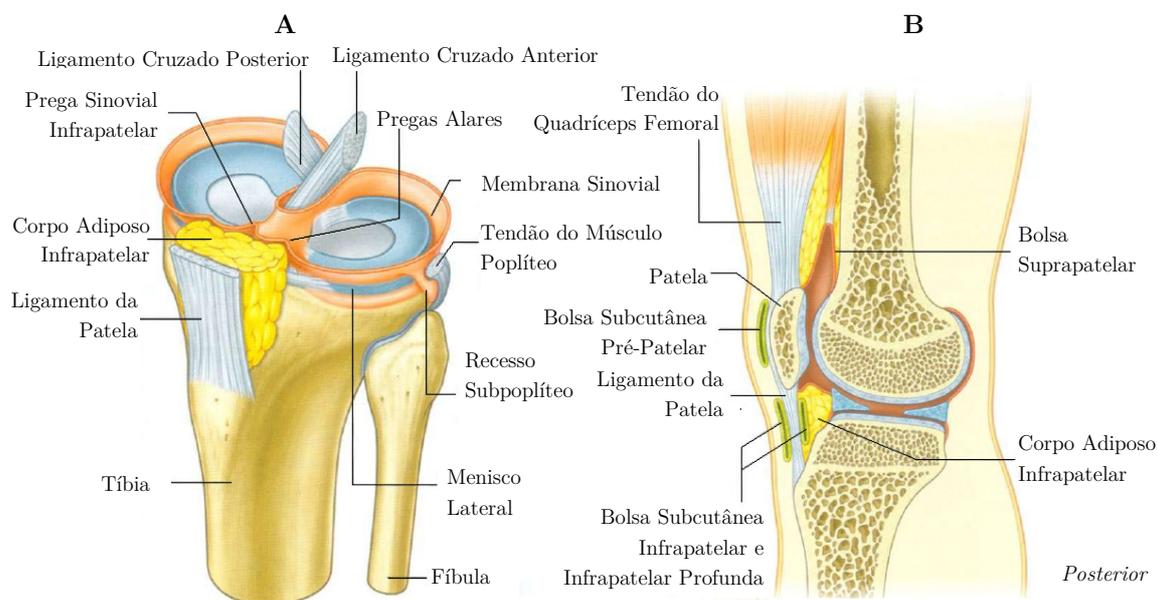


Figura 2.7 - Membrana sinovial da articulação do joelho e bolsas associadas. **A.** Vista súpero-lateral; patela e fêmur não estão demonstrados. **B.** Corte sagital paramediano através do joelho [3].

Membrana fibrosa

A membrana fibrosa da articulação do joelho é extensa e parcialmente formada, sendo reforçada por extensões dos tendões dos músculos à sua volta (figura 2.8). Em geral, a membrana fibrosa envolve a cavidade articular e a região intercondilar. Na face medial da articulação do joelho, a membrana fibrosa une-se com o ligamento colateral tibial e prende-se na sua superfície interna ao menisco medial. Lateralmente, a superfície externa da membrana fibrosa é separada por um espaço do ligamento colateral fibular, a superfície interna da membrana fibrosa não fica presa ao menisco lateral. Anteriormente, a membrana fibrosa prende-se às extremidades da patela, onde é reforçada com expansões tendinosas dos músculos vasto medial e vasto lateral, que também se unem em cima com o tendão do quadríceps femoral e em baixo com o ligamento da patela.

A membrana fibrosa é reforçada ântero-lateralmente por uma extensão fibrosa do trato iliotibial e póstero-medialmente por uma extensão do tendão do semimembrâneo (o

ligamento poplíteo oblíquo), que faz uma reflexão superior através da face posterior da membrana fibrosa da face medial para a lateral.

A extremidade superior do músculo poplíteo passa através de uma abertura na face póstero-lateral da membrana fibrosa do joelho e fica envolta pela membrana fibrosa durante o curso do seu tendão ao redor da articulação para se inserir na face lateral do côndilo femoral lateral [3].

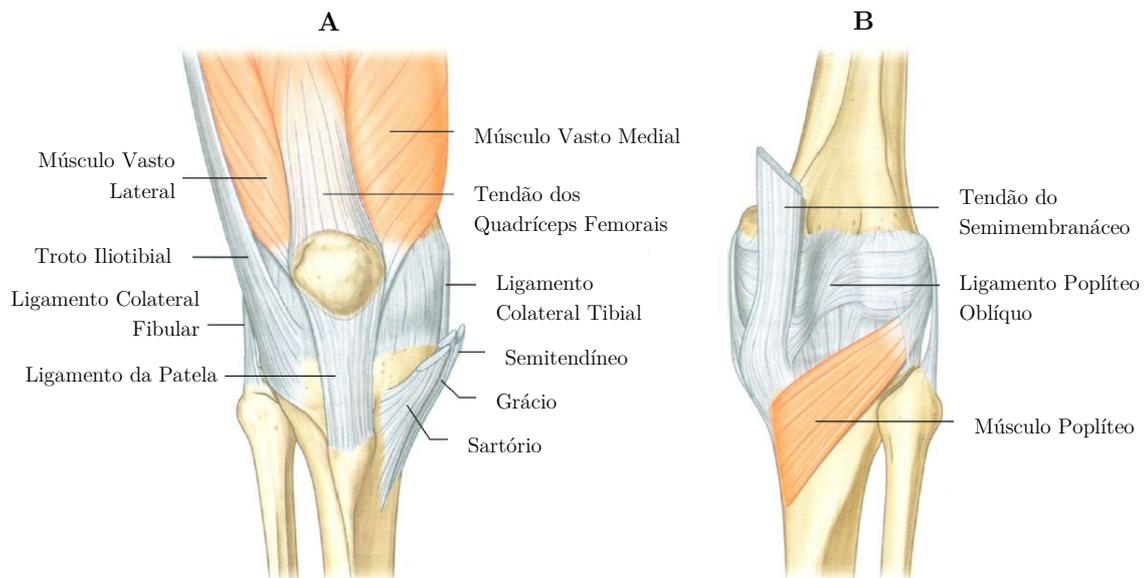


Figura 2.8 - Membrana fibrosa da cápsula da articulação do joelho. **A.** Vista anterior. **B.** Vista posterior [3].

2.1.3 - Ligamentos

Os principais ligamentos associados à articulação do joelho são o ligamento da patela, os ligamentos colaterais tibial (medial) e fibular (lateral) e os ligamentos cruzados anterior e posterior [3].

Ligamento da patela

O ligamento da patela basicamente é a continuação do tendão do quadríceps femoral inferior à patela (figura 2.8). Ele prende-se, em cima, às extremidades e ao vértice da patela, e em baixo, à tuberosidade da tíbia [3].

Ligamentos colaterais

Os ligamentos colaterais, em cada um dos lados da articulação, estabilizam o movimento em dobradiça do joelho (figura 2.9).

O ligamento colateral fibular em formato de cordão prende-se superiormente no epicôndilo lateral do fêmur acima do sulco para o tendão poplíteo. Inferiormente, prende-se a uma depressão na superfície lateral da cabeça fibular. Este fica separado da membrana fibrosa por uma bolsa.

O amplo e plano ligamento colateral tibial prende-se em grande parte da sua superfície profunda à membrana fibrosa subjacente. Este fica ancorado superiormente ao epicôndilo medial do fêmur imediatamente inferior ao tubérculo adutor e desce anteriormente para se inserir na margem medial e superfície medial da tíbia acima e atrás da inserção dos tendões do sartório, grácil e semitendinoso [3].

Ligamentos cruzados

Os dois ligamentos cruzados localizam-se na região intercondilar do joelho e interconectam o fêmur e a tíbia. Eles são denominados por cruzados, porque cruzam-se entre si no plano sagital entre as suas fixações femorais e tibiais.

O ligamento cruzado anterior prende-se a uma face na parte anterior da área intercondilar anterior da tíbia e ascende posteriormente para se inserir numa face posterior da parede lateral da fossa intercondilar do fêmur.

O ligamento cruzado posterior prende-se à face posterior da área intercondilar posterior da tíbia e ascende anteriormente para se inserir na parede medial da fossa intercondilar do fêmur.

O ligamento cruzado anterior cruza lateralmente ao ligamento cruzado posterior durante a sua passagem através da região intercondilar.

O ligamento cruzado anterior impede o deslocamento anterior da tíbia em relação ao fêmur e o ligamento cruzado posterior restringe o deslocamento posterior (figura 2.9B) [3].

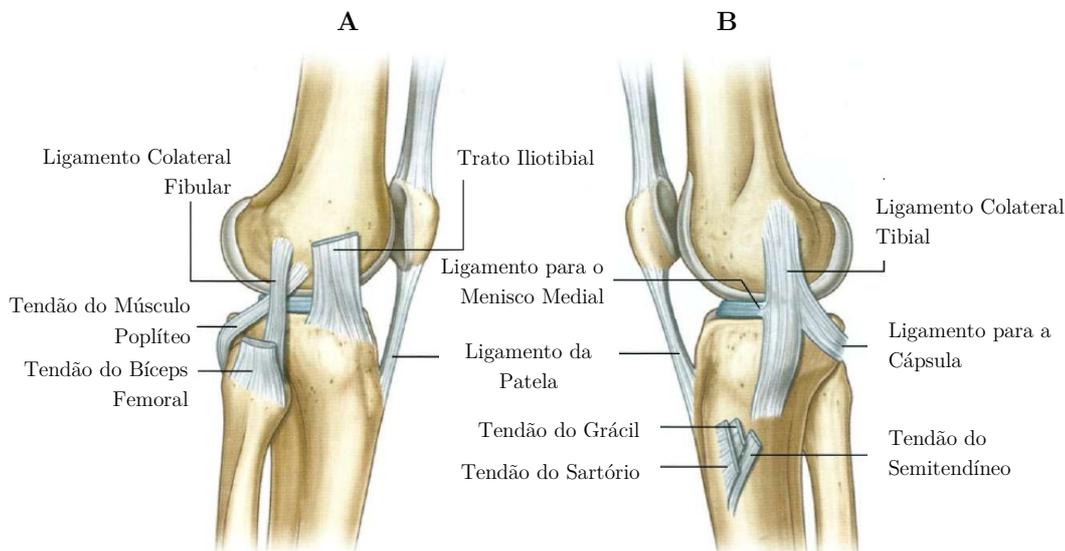


Figura 2.9 - Ligamentos colaterais da articulação do joelho. **A.** Vista lateral. **B.** Vista medial [3].

2.2 - Biomecânica do joelho

A articulação do joelho é uma articulação sinovial complexa composta pelas articulações tibiofemoral e patelo femoral. Esta funciona para controlar o centro de massa corporal e a postura nas atividades da vida diária. Isto requer uma larga gama de movimentos em três

dimensões, juntamente com a capacidade para resistir a forças elevadas. Estes parâmetros conflituosos de mobilidade e estabilidade só são alcançados pelas interações entre as superfícies articulares, os estabilizadores passivos e os músculos que cruzam a articulação.

A natureza relativamente incongruente das superfícies articulares faz a articulação do joelho inerentemente instável. Além disso, atua como um pivô entre os mais longos ossos do corpo, e é submetido a cargas consideráveis na locomoção. Os ossos longos podem atuar como alavancas, aumentando as tensões nos ligamentos [4].

2.2.1 - Cinemática articular do joelho

As superfícies da tíbia e do fêmur não são conformes como a articulação da anca. Apesar desta variação na geometria, o movimento ocorre em seis graus de liberdade (figura 2.10). O movimento primário do joelho ocorre no plano sagital, e num grau menor o movimento ocorre no plano transversal. A articulação do joelho pode, portanto, ser descrita de uma forma simplista como uma articulação conjunta modificada permitindo a flexão-extensão, e um grau de movimento de rotação. O movimento do joelho normalmente é definido a partir dos 0° (ponto morto), quando da tíbia e do fêmur estão em linha no plano sagital. Biomecanicamente é importante que o joelho atinja a posição neutra em extensão, porque permite que a perna suporte o peso do corpo, como um suporte simples quando está parado. Quando de pé, se o joelho é fletido, a linha vertical de ação do peso do corpo passa posteriormente para o centro de rotação do joelho, que tende a fazer com que o corpo posteriormente se incline. Para contrabalançar isso, é necessária a contração contínua dos quadríceps, causando consumo de energia [4].

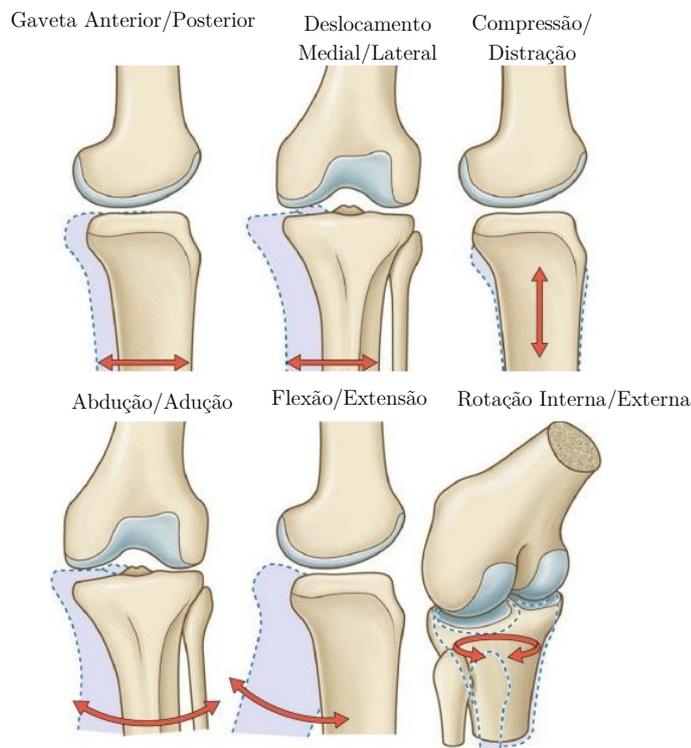


Figura 2.10 - Movimento da articulação do joelho em três dimensões, o que é descrito usando seis variáveis independentes. Estas seis variáveis são denominadas por graus de liberdade [4].

A flexão ativa do joelho corresponde a cerca de 130° de flexão. O movimento ativo é limitado pela posição da posterior massa de tecidos moles (coxa e perna). A flexão passiva pode chegar a 160° . Isto acontece em pessoas que habitualmente se ajoelham na sua vida diária, e é um desafio para os designers de próteses de joelho. Pode-se observar que tal flexão é muitas vezes acompanhada por rotação interna da tíbia, de forma às nádegas repousarem sobre os pés.

O movimento do joelho mais frequentemente ocorre ao caminhar (figura 2.11). Quando a perna oscilante passa a perna de apoio, o joelho tem de ser fletido de modo a evitar o arrastar dos pés no chão, o que requer cerca de 67° de flexão do joelho. Quando a perna oscilante se aproxima do primeiro contacto com o solo, o joelho estende-se, para mover o pé para a frente e para apoiar o calcanhar. Se o joelho permanece-se estendido, iria fazer com que o corpo se move-se num arco circular, centrado no tornozelo, fazendo com que o centro de gravidade se move-se para cima e depois volta-se para baixo, conduzindo a um gasto de mais energia. Além disso, aumentaria as forças no joelho porque a perna iria atuar mais como um suporte rígido incapaz de dissipar as forças de impacto quando o pé atingisse o chão. Todos estes problemas são superados através da flexão do joelho a 15° na fase de apoio médio: o centro de gravidade do corpo pode mover-se para a frente a uma altura aproximadamente constante, e a energia de impacto é absorvida pelo alongamento dos quadríceps (figura 2.11) [4].

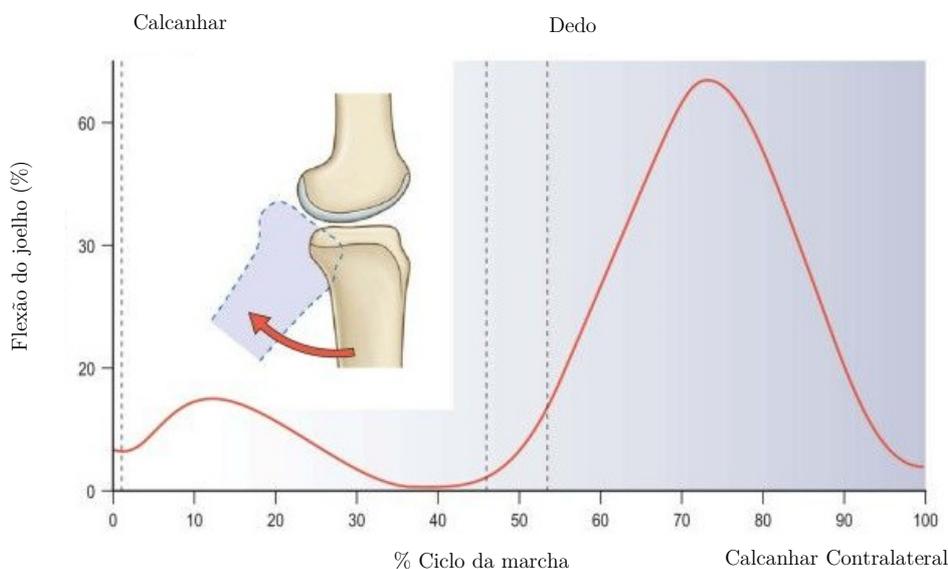


Figura 2.11 - Movimento de flexão-extensão durante a marcha [4].

A rotação interna-externa da tíbia também ocorre durante a marcha: a tíbia roda externamente durante a extensão do terminal, um fenômeno conhecido como “*screw home*” (figura 2.12). Supõe-se que isto ajuda a bloquear a rotação da geometria e a apertar os tecidos moles, assim mantem o joelho numa posição estável antes do impacto e do suporte do peso. Quando o pé é oscilado para a frente do calcanhar, a pélvis gira para que a anca seja deslocada para a frente, um movimento que implica a rotação externa da anca. Durante a postura, o fémur é rodado internamente contra o joelho bloqueado. A rotação externa da

tíbia também provoca a inversão do pé no talocalcâneo, aumentando o arco de bloqueio e a estrutura do pé. A flexão do joelho, que ocorre após o impacto no chão permite à tíbia rodar internamente, suavizando a sua estrutura e permitindo-lhe deformar-se e absorver a energia. Por outro lado, no sentido oposto, o joelho estende-se, e a rotação da tíbia é externamente, de modo a que o pé seja mais uma vez uma alavanca rígida com a qual empurra o corpo para a frente [4].

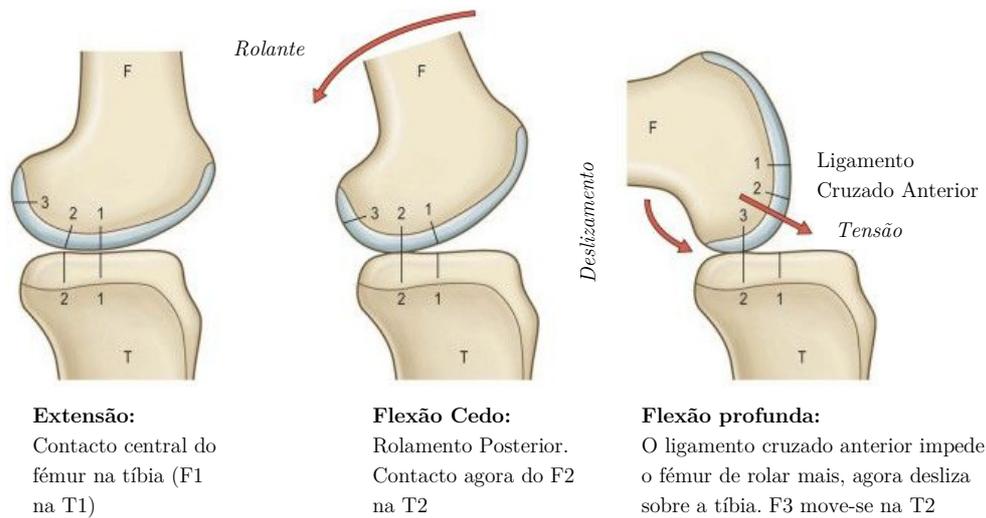


Figura 2.12 - Cinemática articular do joelho durante a marcha: rolamento e deslizamento (flexão, tradução anterior) [4].

Consideremos agora o movimento do joelho numa escala menor, dentro da articulação. Isto, naturalmente, é difícil de separar das ações dos ligamentos que funcionam como apoios passivos para movimentos articulares do tibiofemoral, e são discutidas de seguida.

Cortes sagitais do joelho revelam que os arcos dos côndilos femorais são muito mais longos do que o comprimento ântero-posterior do prato tibial. Isto significa que, se a flexão do joelho, fosse um movimento puramente de rolamento, então o fémur rolaria fora da parte de trás da tíbia muito antes do joelho atingir a flexão completa (figura 2.12). Isto não acontece porque o fémur desliza anteriormente, ao mesmo tempo que o posterior rola e, assim, permanece na articulação correta. Se o joelho possui-se uma geometria completamente conforme ao rolo-em-calha, em seguida, a flexão poderia ocorrer por movimento de deslize puro entre as superfícies da articulação. Esta conformidade não é possível no joelho porque se iria inibir a rotação interna-externa da tíbia que é necessário durante a locomoção.

No bloqueio, com o joelho totalmente estendido, as superfícies articulares do fémur anterodistal pressionam os cornos anteriores dos meniscos. Isso tende a fazer com que o fémur deslize posteriormente, tencionando o LCA (ligamento cruzado anterior) e diminuindo a LCP (ligamento cruzado posterior). Com a flexão do joelho, o fémur solta-se dos cornos anteriores dos meniscos, levando ao contacto entre o menor raio das partes posteriores dos côndilos do fémur com o prato tibial e os cornos posteriores dos meniscos. Isso significa que o centro de contacto move-se posteriormente com a flexão precoce do joelho. Depois disso,

os côndilos do fmur têm seces sagitais aproximadamente circulares. O fmur está agora impedido de rolar mais devido à tensão no LCA [4].

Forças na articulação do joelho

O efeito combinado das cargas externas e internas sobre o joelho  impor forças consideráveis sobre a cartilagem articular. Isto pode ser analisado para uma componente vertical (compressão) e para um componente horizontal (atrito). A componente do atrito é uma combinação da força de compressão com as características do atrito das superfícies articulares [4].

A força de compressão  distribuída por uma área para produzir uma pressão de contacto. A pressão de contacto é, portanto, dependente da área de contacto, bem como a própria carga. A conformidade da geometria da superfície articular permitiria maior área de contacto e, minimizaria a pressão de contacto, no entanto, esta não está presente no joelho. O compartimento medial do joelho é semi-conforme com um côndilo femoral articular convexo sobre um prato tibial medial côncavo. O compartimento lateral tem menos conformidade: o prato tibial lateral  liso ou ligeiramente convexo na secção sagital. Estas diferentes formas refletem o movimento diferencial dos compartimentos medial e lateral. No movimento normal, a rotação da "screw home" da tíbia ocorre sobre um eixo mediano, o que significa que a maior parte da rotação da tíbia  devida a uma translação anterior-posterior do compartimento lateral (figura 2.13) [4].

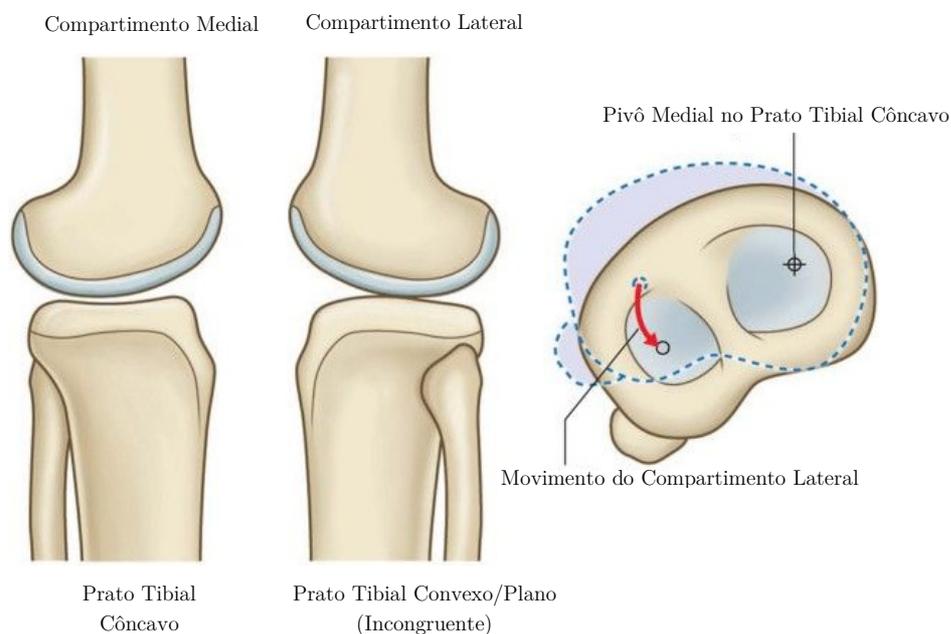


Figura 2.13 - Forma das superfícies articulares proporcionarem mobilidade ao compartimento lateral [4].

A fim de manter um certo grau de conformidade e, assim, minimizar a pressão de contato, os meniscos têm forma de cunha e encaixam-se entre o fmur e a tíbia ao redor dos ossos. Isto serve para aumentar a área e distribuir a força de compressão sobre o joelho. Na ausência dos meniscos, a carga é transportada por uma área muito menor da cartilagem, o

que resulta em maiores tensões de contacto sobre a cartilagem articular. Isso explica o aparecimento de osteoartrite após meniscectomia (figura 2.14) [4].

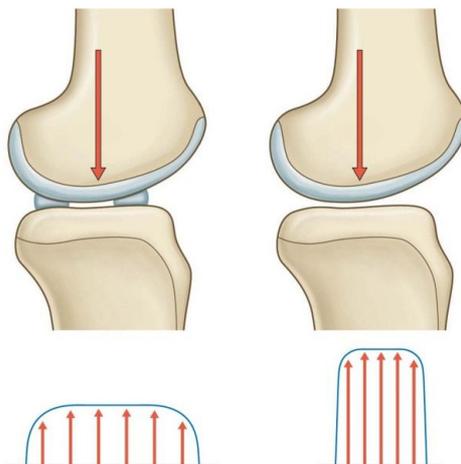


Figura 2.14 - A função dos meniscos é aumentar a conformidade articular, com um aumento da pressão de pico após a meniscectomia [6].

O menisco lateral é mais móvel do que o menisco medial, porque está ligado à cápsula de menos força. O movimento ântero-posterior do menisco é aproximadamente metade da magnitude do movimento anterior-posterior do fêmur, o que sugere a conformidade das alterações articulares durante a flexão do joelho.

O aspeto distal do fêmur, que descansa sobre o menisco com o joelho em extensão, tem um grande raio de curvatura, e assim adapta-se contra toda a área dos meniscos. No entanto, com as flexões do joelho, o menor raio das partes posteriores dos côndilos femorais fazem com que o fêmur retire os cornos anteriores dos meniscos, e o contacto femoral seja agora unicamente sobre as pontas posterior em flexão do joelho. Isso, combinado com as grandes forças conjuntas que são geradas por uma posição sentada, explica porque muitas vezes há lágrimas espontâneas dos cornos posteriores em pacientes mais velhos, ao levantar-se de uma posição de cócoras.

O modo de transporte de carga do menisco é mostrado na figura 2.15. Quando o côndilo femoral é pressionado para baixo sobre o menisco, tem tendência a empurrar o menisco para fora do conjunto, devido à sua secção transversal cónica. Isso faz com que o diâmetro de forma circular do menisco (e, portanto, a circunferência meniscal) aumente. Este é seguro pela "tensão de arco" em fibras fortes que passam em torno da periferia do menisco, e transmitem a tensão para o prato tibial através de fortes ligamentos insercionais. Uma vez que o tecido é adaptado para resistir a tensões de arco, que tem uma força muito maior (cerca de 100 MPa) do que a força radial (cerca de 3 MPa), faz com que se possa explicar a razão para a ocorrência de lágrimas asa de cesta [4]. Também explica por que uma lágrima circunferencial não tem um efeito tão grave na função meniscal, pois as fibras circunferenciais ainda podem transmitir as cargas, enquanto uma lágrima radial rompe as fibras de transporte de carga [4].

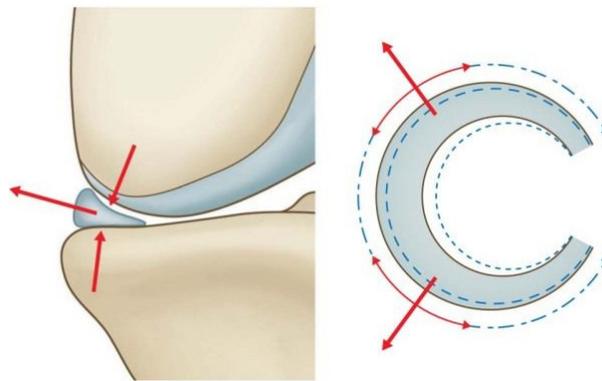


Figura 2.15 - O modo de transporte de carga dos meniscos - conversão de carga axial em tensões de arco meniscal [4].

O joelho funciona como um rolamento que transmite as forças e os movimentos entre os segmentos do membro. Suportes de carga e articulações sinoviais movem-se com muito pouco atrito, e as suas superfícies suportam muitos milhões de cargas de impacto que tendem a causar falha por fadiga e o colapso das superfícies.

Durante a caminhada, cada passo envolve fases de ação, que variam a carga e condições de velocidade na articulação do joelho. Uma variedade de mecanismos de lubrificação normalmente evita danos à superfície articular. Assim, na fase de oscilação, quando o pé está fora do chão, as superfícies articulares são carregadas lentamente, e tem velocidade relativa elevada, enquanto joelho flete e estende. Isso permite que o fluido sinovial separe as superfícies, dando lubrificação em filme fluido, com atrito muito baixo e sem desgaste (figura 2.16). No momento de impacto do calcanhar, uma carga de grande impacto atua para comprimir as superfícies em conjunto. A um nível microscópico, as superfícies não entram em contacto, devido ao efeito do filme de compressão: na sua essência, o impacto ocorre tão rapidamente (menos do que 0,1 segundos) que o fluido sinovial não pode ser empurrado para fora do espaço da articulação, devido à sua viscosidade e à estreiteza do espaço. Na fase de apoio médio, o movimento de flexão-extensão novamente arrasta o fluido sinovial, entre as superfícies da articulação, produzindo o que é conhecido como um efeito hidrodinâmico: o fluido é retido entre as superfícies em movimento, e, por conseguinte, atua para separá-las. Finalmente, quando o pé empurra o peso do corpo, há pouco movimento, e o fino filme de fluido diminui sob a carga de compressão. Se o efeito de empurrar o filme for insuficiente, as superfícies de união teriam agora de entrar em contacto direto, contudo o fluido sinovial contém grandes moléculas de proteínas que estão presas nas superfícies da cartilagem, quando o fluido é expulso. Esta camada molecular atua como um lubrificante de fronteira, protegendo a cartilagem da mesma maneira que a massa lubrificante sintética protege um rolamento.

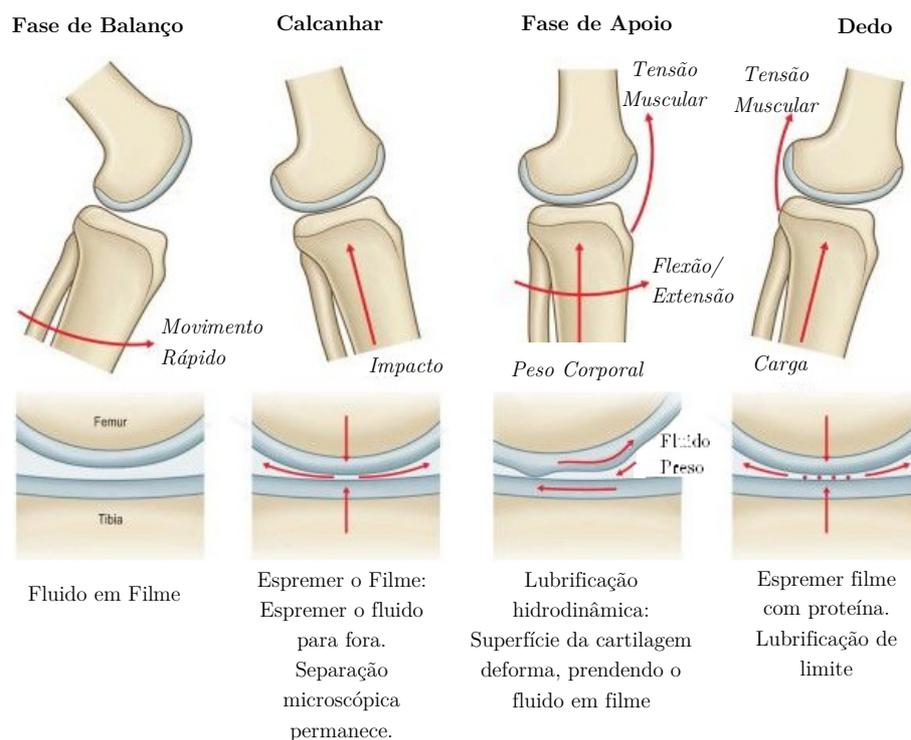


Figura 2.16 - Os diferentes modos de movimento da articulação do joelho e lubrificação ao caminhar [4].

Muitos aspectos do colapso da cartilagem artrítica podem ser explicados com base na lubrificação da biomecânica. Assim, em articulações afetadas por osteoartrose, o fluido sinovial é conhecido por ter uma viscosidade mais baixa do que aquela que tem em articulações normais. A viscosidade é ainda menor nas articulações reumatoide, e incapaz de evitar danos nas superfícies de atrito da cartilagem [4].

2.2.2 – Ação muscular e ligamentar

A articulação do joelho depende de restrições ativas (musculotendínea) e passivas (ligamentos) para manter a sua estabilidade. Os músculos fornecem a carga para deslocar a articulação. Os quadríceps, isquiotibiais e gastrocnêmio controlam tanto a flexão / extensão, como a rotação interna-externa. No entanto, eles também causam forças de corte ântero-posterior que resistem principalmente pelos ligamentos cruzados.

Os estabilizadores passivos da articulação não permitem deslocamentos indesejáveis entre os ossos. Isto pode ser para controlar o ritmo do movimento, ou para limitar a amplitude do movimento. Quando os músculos ou outra força externa (devido ao peso do corpo ou de impacto) fazem com que os ossos se desloquem, os ligamentos são alongados, e assim desenvolvem as forças de tração que resistem ao deslocamento e permitem que a articulação mantenha a sua estabilidade. A rutura de qualquer um desses sistemas de retenção passiva pode causar uma instabilidade mecânica, que é um deslocamento anormalmente aumentado

devido a uma força aplicada (em termos biomecânicos isto é chamado excesso de laxismo) [4].

Ao testar o laxismo em qualquer um dos graus de liberdade da articulação (por exemplo, no teste de gaveta anterior, um teste clínico em que o sujeito é colocado em decúbito dorsal com o joelho a ser testado com flexão a 80-90 °, seguindo-se a tração da tíbia para a frente), há normalmente combinações de ligamentos que estão tensos. Alguns destes são melhor alinhados para resistirem à carga aplicada ou deslocamentos. Estes são denominados sistemas de retenção primários, e são exemplificados pelos ligamentos cruzados e pelos ligamentos colaterais medial e lateral. As restrições secundárias são menos bem alinhadas, mas ainda tem um efeito de restrição significativa. Estes são exemplificados pelo menisco e, pelos ligamentos menisco-femorais. No exemplo da figura 2.17, o LCA é bem alinhado para resistir à força aplicada na gaveta anterior. Com um LCA ausente, o LCM superficial pode resistir à força aplicada, no entanto, faz isso por ser carregado a um nível muito mais elevado do que o carregamento inicial sobre o LCA. O tamanho das linhas no diagrama do vetor demonstra este princípio: embora o laxismo articular possa permanecer inicialmente normal após a rutura de um apoio primário, pode subsequentemente resultar em sobrecarga de um sistema de retenção secundária, e em última análise, uma falha no tecido mole [6].

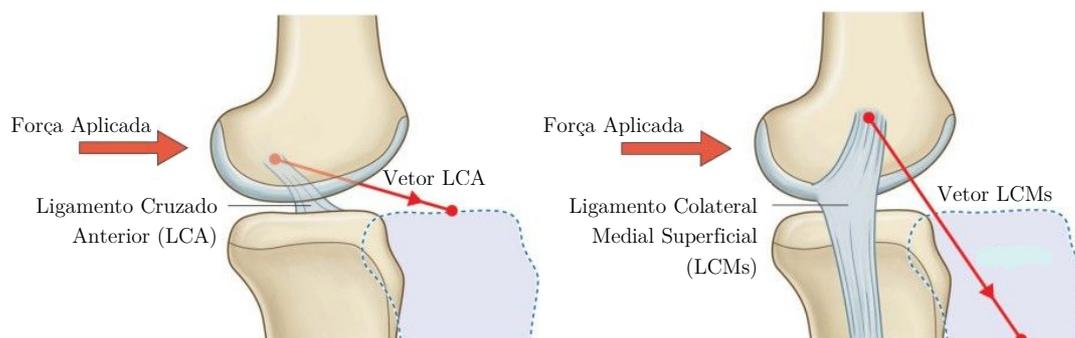
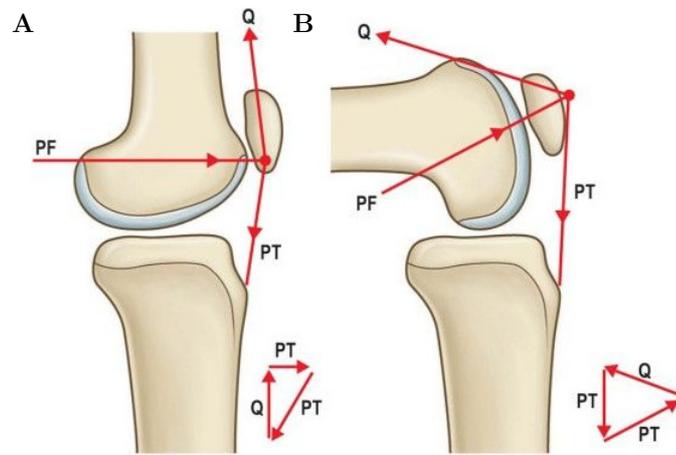


Figura 2.17 - Restrições primárias e secundárias para as forças ântero-posterior - exemplo do LCA e LCM superficial [4].

No plano frontal os músculos dos quadríceps e as tensões do tendão patelar combinam-se para causar um vetor de força lateralizando o efeito denominado ângulo Q. O ângulo Q é definido como a diferença entre o vetor de força resultante dos quadríceps, que é normalmente paralelo ao eixo do fêmur, e o tendão patelar (figura 2.18). Clinicamente, o ângulo Q é alterado através da posição da rotação da anca, da rotação da tíbia, e da tensão dos quadríceps. O ângulo clínico Q é 12-15 ° (homens) e 15-18 ° (mulheres), o que significa que há um vetor de força maior na articulação patelo-femoral das mulheres. A contração dos quadríceps, portanto, tende a deslocar lateralmente a patela, no entanto é impedido pela geometria da articulação e pelos estabilizadores passivos. O vasto medial oblíquo (VMO) atua medialmente e posteriormente agindo proximalmente, e assim a sua tensão ajuda a resistir ao efeito do ângulo Q [4].



PT= Força do tendão patelar PF= Força de reação na articulação patelo-femoral
 Q= Força de tração do quadríceps

Figura 2.18 - **A.** Força da articulação patelo-femoral em extensão. **B.** A 90 ° de flexão [4].

Capítulo 3

ARTROPLASTIA DO JOELHO

3.1 - Introdução

A artroplastia do joelho consiste em montar uma articulação artificial, que permita a mesma funcionalidade do joelho natural (figura 3.1). A substituição de joelho permite a independência dos pacientes, em termos de mobilidade e ausência de dor. O joelho funciona pela articulação de dois grandes ossos, o fêmur e a tíbia. A extremidade desses ossos é coberta por uma espessa cartilagem, que quando se apresenta danificada ou gasta provoca dor e inflamação, uma vez que os ossos entram em contacto direto um com o outro.

As primeiras artroplastias totais do joelho eram próteses do tipo dobradiça fixa aos ossos com as hastes nos canais medulares. Essas “dobradiças” levaram a uma diminuição de dor a curto prazo mas continham limitações de movimento. Ao fim de alguns anos, esta prótese mostrou graves problemas com enfraquecimento e infecção e foi abandonada. Durante esse período de tempo, alguns cirurgiões estavam a tentar tratar a artrite do joelho com um espaçador do metal que fosse colocado entre os ossos do joelho para eliminar a fricção de superfícies irregulares em cada um. McKeever (1957) e Macintosh (1958, 1964) tiveram algum sucesso com estes implantes mas não se sabia antecipadamente o que ia acontecer, e muitos pacientes continuaram com sintomas significativos. Em seguida, os cirurgiões no Hospital Geral de Massachusetts desenvolveram uma prótese na forma da metade femoral da articulação do joelho. Este tipo de artroplastia ajudava a aliviar os sintomas de dor mas não se sabia antecipadamente o que ia acontecer nem apresentavam bons resultados de longevidade. Estas recolocações primitivas evoluíram de 1940 a 1965. Durante 1960 um ortopedista canadiano, Frank Gunston, de “Sir John Charnley's Hip Center”, desenvolveu uma prótese em metal na artroplastia do joelho que fixava ao osso com cimento. Este era realmente o primeiro joelho de metal e de plástico e o primeiro com fixação de cimento (1968). A era da artroplastia total do joelho tinha começado. Em 1972 um outro inglês que vivia em New York City, John Insall, M.D., projetou o que se transformou no protótipo atual para recolocações totais de joelho (figura 3.1). A prótese era composta por três componentes, em que iria ressurgir as três superfícies do joelho - fêmur, tíbia e patela. Foram todos reparados com cimento ósseo e os resultados foram proeminentes. Este era o primeiro joelho total completo com instrumentação específica, com corte e implantação. Desde então, revendo os exemplos dos pacientes que tiveram recolocações totais do joelho, foram introduzidas umas melhorias significativas adicionais. A investigação atual na

recolocação total do joelho prende-se no refinamento do projeto para melhorar as funções do joelho do paciente [5].



Figura 3.1 - Representação de um joelho com osteoartrite, antes e após artroplastia [6].

3.2 - Causas para a artroplastia

Apesar de existirem diversas condições, que podem conduzir à necessidade de substituição do joelho, a artrite (quer se trate de osteoartrite, artrite reumatoide ou artrite traumática) é a causa mais comum. Uma série de outros fatores contribuem para a doença articular incluindo a genética, anomalias no desenvolvimento, lesões repetitivas e obesidade.

A articulação do joelho é a maior e mais complexa e, portanto, a articulação com mais *stress* do corpo. É essa complexidade e esse *stress*, que podem causar artrite. Artroplastia do joelho - total ou parcial - é um tratamento eficaz para a artrite degenerativa na articulação do joelho [7].

A osteoartrite ocorre quando a cartilagem da superfície de deslizamento do joelho começa a ter desgaste, causando dor e rigidez. Quando a cartilagem se desgasta completamente, os ossos friccionam uns contra os outros diretamente causando diminuição da mobilidade e dor crónica (figura 3.2). A osteoartrite é mais comum em pessoas de 50 anos ou mais, mas também em pessoas com um histórico familiar de artrite, ou em pessoas cujo estilo de vida implica um esforço adicional das articulações, tais como, atletas e trabalhadores.

A artrite reumatoide é uma doença autoimune, na verdade, em que o sistema imunitário do corpo começa a atacar a membrana sinovial fazendo com que ela fique inflamada e haja uma superprodução de fluido sinovial (líquido que lubrifica as articulações). Mais importante, o processo também provoca danos e desgaste da cartilagem articular.

As atries traumáticas são as que resultam de uma grave lesão no joelho, como uma lesão nos ligamentos, ou meniscos. O impacto do acidente também provoca um mini trauma à cartilagem articular, que ao longo do tempo, transforma-se em osteoartrite, causando dor e rigidez no joelho.

A degeneração do joelho também pode ser causada por uma condição conhecida como necrose avascular ou AVN (o nome médico adequado é osteocondrite dissecante). Visto principalmente em jovens adultos e adolescentes, a AVN ocorre na superfície articular, principalmente sobre os côndilos do fémur. O osso fica mole e perde coesão com o osso

principal, até ao ponto de os fragmentos se poderem separar e tornarem-se corpos livres dentro da articulação (figura 3.2). Estes fragmentos podem ter dimensões variadas, resultando em dor, instabilidade e até mesmo bloqueio da articulação. No entanto, as alterações artríticas não são incomuns em qualquer idade desde a adolescência até à velhice.

A formação anormal ou alinhamento do joelho também pode criar tensões elevadas sobre a articulação, o que resulta em degeneração. Este desalinhamento - por vezes referido como pernas arqueadas - cria um ângulo não natural entre o fémur e a tíbia na articulação do joelho. Depois de um período de tempo substancial, a cartilagem pode eventualmente, desgastar-se de forma desigual [7].

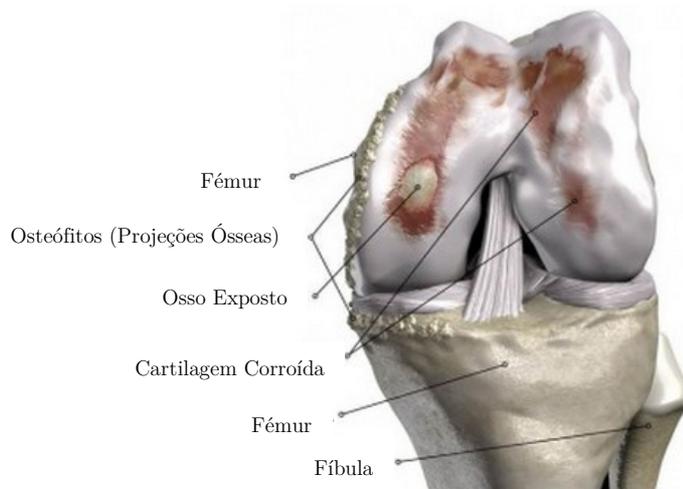


Figura 3.2 - Articulação com osteoartrite. [7]

3.3 – Substituição articular

Existe, atualmente, uma grande variedade de próteses do joelho. Imensos fabricantes colocam à disposição dos profissionais da artroplastia uma grande quantidade de material de substituição, assim como de acessórios de ajuda à intervenção cirúrgica e ao acompanhamento dos pacientes. Atualmente, os estudos procuram desenvolver próteses seguindo uma lógica de economia do capital ósseo, o que conduziu à elaboração de desenhos que provocam menos corte ósseo limitando-se, muitas vezes, ao simples raspar das superfícies do compartimento do joelho, assim como, reduzir a evasão para colocação do implante no paciente [6].

Os tipos de próteses, atualmente utilizadas na artroplastia do joelho, dividem-se em 3 grandes grupos, existindo modelos específicos para cada grupo:

- Próteses parciais unicompartimentais;
- Próteses fémur-patelares;
- Próteses totais de deslizamento (prato fixo);
- Próteses totais de deslizamento (prato móvel);

- Próteses de restrição varo-valgo.

Os diferentes tipos de próteses são aplicados em função dos hábitos e das convicções dos cirurgiões, mas sobretudo da importância das lesões que fundamentam a realização da artroplastia. Um princípio fundamental básico é a economia óssea, isto é, possibilidade de implantar a prótese que minimize o corte do volume ósseo, permitindo uma intervenção mais simples e, sobretudo, admitindo a possibilidade de retoma cirúrgica futura em condições técnicas satisfatórias [6].

Se a artrose se limita a um só compartimento, é boa indicação clínica para a prótese unicompartmental, na condição de que os outros compartimentos estejam intactos e de que os ligamentos estejam em bom estado. Podemos, então, ter uma prótese unicompartmental fêmur-tibial medial, fêmur-tibial lateral ou fêmur-patelar.

Se vários compartimentos se apresentarem lesados, a indicação será de prótese total de deslizamento e, de preferência, o modelo com componente em polietileno móvel. Estas próteses são frequentemente indicadas, na medida em que se aplicam quer em caso de artroses muito evoluídas quer na revisão de próteses, utilizando, se necessário, as técnicas de restauração dos ligamentos ou a reconstrução óssea. Como se vê, permanecem poucas indicações para as próteses de charneira e são essencialmente para joelhos com grandes deformações, grande instabilidade ou revisões difíceis com próteses totais [6].

Próteses unicompartmentais

Se as lesões do joelho forem limitadas à parte interna ou à parte externa (côndilo medial ou côndilo lateral), da articulação, pode ser suficiente substituir, apenas, as superfícies articuladas da zona atingida. Atualmente o “design” deste tipo de próteses é, basicamente, constituído por 2 ou 3 componentes (figura 3.3) [6].

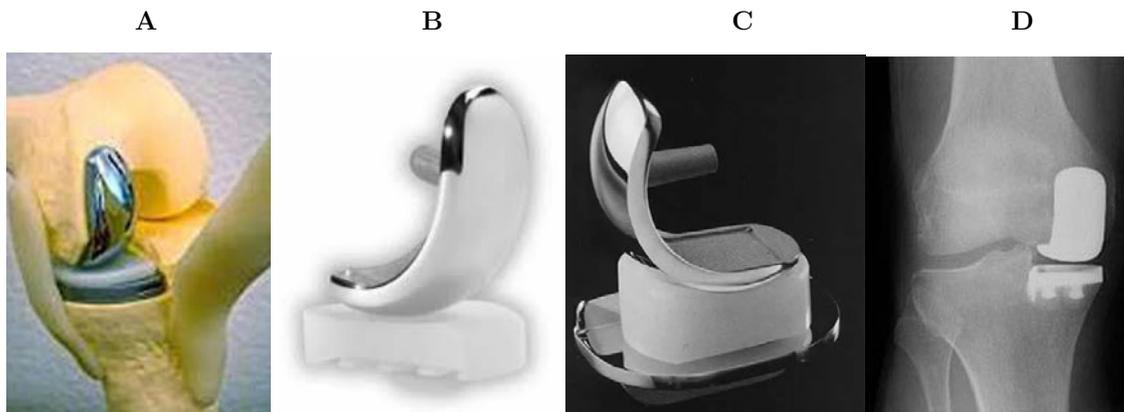


Figura 3.3 - **A.** Esquema de implantação da prótese unicompartmental. **B.** Prótese de 2 componentes. **C.** Prótese de 3 componentes. **D.** Radiografia a joelho com prótese unicompartmental [8].

No caso de 2 componentes, um é femoral em metal e o outro é tibial em polietileno; no caso da prótese de 3 componentes, que a seguir descrevemos com mais pormenor, dois são metálicos e um em polietileno e no seu conjunto formam a superfície de substituição da articulação no côndilo lesado. Um dos componentes metálicos com a designação de prato

tibial (componente tibial) aplica-se na tíbia, na zona do côndilo (lateral ou medial) a substituir. Este é, normalmente, de uma liga de crómio-cobalto ou de titânio e pode ser fixo com ou sem cimento. O outro componente metálico, denominado componente femoral, aplica-se no côndilo do fémur que se pretende substituir e é de uma liga de crómio-cobalto, sendo a sua superfície de deslizamento convexa, com a forma da articulação condilar e completamente polida para reduzir ao máximo o desgaste da prótese e prolongar o mais possível a sua vida útil. Pode ser aplicado ao fémur, com ou sem cimento ósseo. Finalmente, o terceiro componente é em polietileno de alta densidade e é colocado entre os componentes femoral e tibial. Os bons resultados das próteses unicompartmentais são observados quando aplicadas no tratamento de uma artrose limitada a um côndilo. Não devem ser utilizadas para tratar artrite reumatóide ou outro reumatismo inflamatório, porque o risco de rápida extensão às restantes superfícies articulares é significativo, nem em joelhos em que os ligamentos cruzados não se encontrem em boas condições ou, ainda, em joelhos com desvios superiores a 20º em varo-valgo. As próteses unicompartmentais têm dado bons resultados em cerca de 60% dos casos para 10 anos de observação [6].

Próteses fémur-patelares

Estas próteses podem aplicar-se quando a superfície danificada se resume à superfície articular entre o fémur e a patela. Seguem o mesmo princípio da prótese unicompartmental, com a limitação da prótese à zona danificada e cujo design de base é constituído por 2 componentes (figura 3.4). Um componente femoral em metal, normalmente numa liga de crómio-cobalto, com uma forma côncava a acompanhar a forma intercondilar do fémur, no plano sagital, e convexa no plano transverso, para permitir o encaixe ao deslizamento do componente patelar em polietileno de alta densidade. Os cortes femoral e patelar são bastante reduzidos para a sua aplicação. O componente femoral pode ser aplicado com ou sem cimento, enquanto o componente patelar é fixo à patela após corte parcial desta com cimento [6].

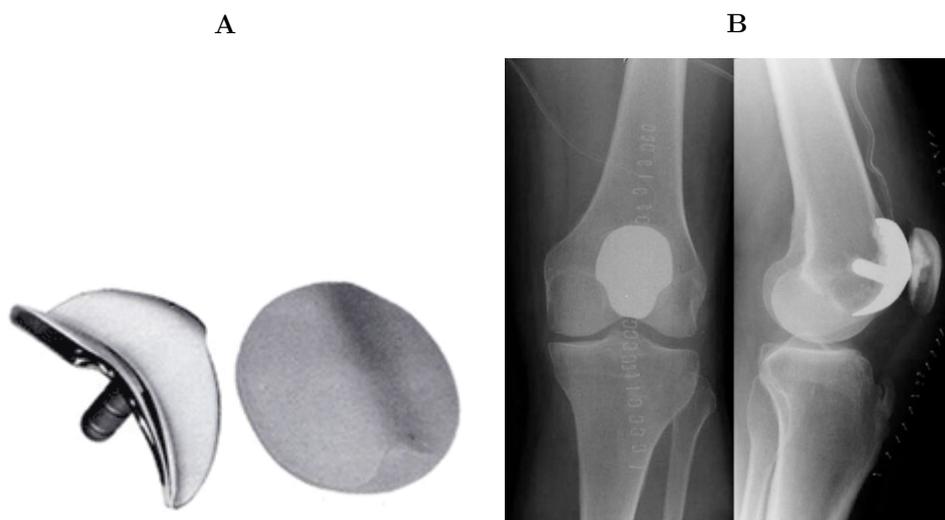


Figura 3.4 - A. Prótese fémur-patelar. B. Radiografia a joelho com prótese patelo-femoral [8].

O argumento dos partidários das próteses fémur-patelares resume-se com o facto da artrose continuar a evoluir com o tempo e este tipo de procedimento atrasará a necessidade de aplicação da prótese de deslizamento total. Em caso de desvio lateral do joelho (varo valgo) não devem ser utilizadas estas próteses [6].

Próteses totais de deslizamento de prato fixo

Embora exista um abundante número de desenhos de próteses para a artroplastia total do joelho (ATJ) disponíveis atualmente, regista-se, no entanto, um número limitado de desenhos associados a determinadas funcionalidades [6]. As próteses de deslizamento beneficiaram de um melhor conhecimento da fisiologia do joelho, em especial das noções de rolamento, deslizamento e rotação tibial. As próteses de charneiras foram abandonadas em proveito de próteses totais de deslizamento, que surgiram no início dos anos 70, mais respeitadoras da anatomia do joelho e, em especial, do seu sistema ligamentar. Elas substituem as totalidades das superfícies articulares do fémur, da tibia e da rótula. São usadas mais frequentemente do que as próteses unicompartimentais e são constituídas por dois componentes separados, um tibial que comporta 2 sub-componentes, um metálico designado por prato tibial normalmente em titânio, que por razões de flexibilidade está fixo à tibia, e outro em polietileno amovível que se fixa no prato tibial e, ainda, um componente femoral metálico normalmente em cromo-cobalto, com forma condilar e que se encaixa na extremidade do fémur. No componente femoral articula-se, ainda, a patela em contacto direto com este ou por intermédio de um componente patelar, em polietileno, que pode ser colocado na patela aquando da cirurgia. O prato tibial pode, também, estar munido de uma haste, para aumentar a sua estabilidade. É colocado sobre a extremidade proximal da tibia após o corte num plano da mesma, sendo este normalmente feito pelo ponto mais baixo da zona condilar da tibia. Os cortes do lado femoral são realizados planos, justapostos e adaptam-se à forma arredondada dos côndilos femorais, correspondendo ao desenho da prótese, de forma a conseguir-se um perfeito encaixe do componente no fémur, e evitar o uso de hastes femorais. Existe uma grande variedade de dimensões para que se adaptem às condições anatómicas de cada paciente. Estes componentes metálicos podem ser fixos somente por contacto press fit ao osso ou com cimento ósseo [6]. Atualmente existem três famílias deste tipo de prótese:

- Prótese para preservação de ambos os ligamentos cruzados (LCP e LCA);
- Próteses com conservação do ligamento cruzado posterior (CR);
- Prótese póstero-estabilizadas (PS) para substituição do LCP e LCA.

Prótese para preservação de ambos os ligamentos cruzados

A forma de restaurar, o mais aproximadamente possível, a funcionalidade do joelho após artroplastia é mantendo ambos os ligamentos cruzados anteriores, substituindo apenas as superfícies femoral e tibial, mantendo ao máximo as estruturas anatómicas do joelho. Esta técnica pode ser utilizada fazendo a biartroplastia unicompartimental com um desenho em que os componentes estão ligados entre si (figura 3.5). Contudo, certos fatores limitam a prática da preservação de ambos os ligamentos: a instabilidade dos componentes devido às

suas reduzidas dimensões; as pequenas espessuras dos componentes em polietileno, que resultam em excessivos desgaste, deformação e a dificuldade do procedimento cirúrgico [6].



Figura 3.5 - Prótese Bicondilar [8].

Próteses com conservação do ligamento cruzado posterior (CR)

Atualmente, cerca de dois terços das artroplastias do joelho são efetuadas com a preservação do LCP (figura 3.6), apesar de um gradual crescimento do uso de desenhos com substituição do mesmo. Existem razões para que a conservação do LCP seja tão popular. Uma delas é que o LCP promove o deslocamento posterior do fêmur, o que permite um aumento da força exercida pelo músculo quadríceps e, combinada com ângulo do prato tibial na direção posterior, permite um grau de flexão mais elevado. A técnica cirúrgica é mais fácil do que a técnica de preservação do LCA e do LCP. No entanto, a técnica cirúrgica exige cuidados, em especial na obtenção de uma tensão correta do LCP. Por esse motivo, o risco de erro e de maus resultados é mais significativo. Com o tempo assistimos, por vezes, a uma distensão do LCP e ao surgimento de uma laxidez posterior. Em certas posições, o paciente pode mesmo ter problemas de estabilidade [6].

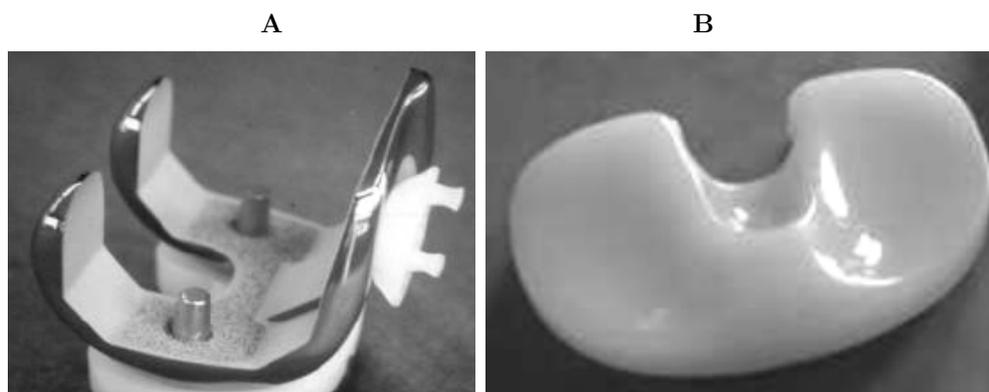


Figura 3.6 - **A.** Prótese tipo Miller-Galante com conservação do LCP. **B.** Prato de polietileno de para conservação do LCP [8].

Próteses com componente de polietileno fixo postero-estabilizadas

Estas próteses necessitam da supressão dos dois ligamentos cruzados e foram as primeiras a serem utilizadas. A mais conhecida é a prótese de Insall-Burstein, modelo mais simples

representado na figura 3.7. O prato de polietileno tem no centro uma elevação que impede a tibia de recuar e a forma geométrica desta elevação, em forma de came, provoca o efeito de rollback (será objeto de estudo mais adiante) do fémur durante o movimento de flexão, substituindo assim, o efeito do LCP [6].



Figura 3.7 - Prótese de Insall-Burstein com sistema de limitação de recuo posterior da tibia [8].

Estas próteses apresentam, como principais vantagens, o aumento da capacidade de força do músculo quadríceps, para ângulos de flexão elevados, e o aumento da amplitude de flexão, já que impede a sobreposição dos tecidos moles na zona posterior do joelho. A came e as formas das superfícies dos componentes femorais e tibiais possibilitam o controlo do movimento ântero-posterior, controlando a posição de contacto entre os componentes femoral e tibial, durante o movimento de flexão, assim como, a rotação interna-externa tibial [6].

Prótese com componente de polietileno móvel

As próteses (figura 3.8) onde o componente de polietileno colocado entre o prato tibial e o componente femoral, ambos metálicos, pode movimentar-se, são conhecidas por próteses de menisco móvel e foram introduzidas no mercado em meados dos anos 70. Estas próteses tentam imitar o joelho natural, onde o componente de polietileno se assemelha ao menisco natural, como seja na acomodação dos movimentos na direção ântero-posterior e na rotação interna-externa, mantendo uma boa área de contacto durante toda a amplitude de flexão [6].



Figura 3. 8 - Próteses com componente de polietileno móvel. [8]

A principal razão deste desenho reside em minimizar o desgaste e a deformação do componente de polietileno, permitindo uma cinemática próxima da do joelho natural. Existem diversos desenhos que permitem a mobilidade do componente de polietileno em simples rotação, deslizamento antero posterior ou na combinação desses movimentos. Estas próteses são, com efeito, constituídas por duas articulações, uma entre a face inferior plana do polietileno e a face superior plana do prato tibial e uma outra entre a superfície superior côncava de polietileno e o côndilo do componente femoral de forma convexa. Como resultado, obtém-se uma liberdade próxima da fisiológica e diminui as tensões ao nível dos componentes da prótese e da articulação fêmur-patelar. Este tipo de prótese pode ser aplicada nos casos de sacrifício do LCP ou, também, na sua substituição através do efeito de came no componente tibial [6].

A maior parte dos pacientes possui uma prótese de componente de polietileno fixo, que reduz a dor drasticamente e pode durar muitos anos. Em certos casos, a atividade excessiva, assim como o peso, podem acelerar o processo de desgaste dos componentes na prótese de componente de polietileno fixo, causando a perda dos componentes e originando dor. No caso de um paciente mais jovem, mais ativo ou mais pesado é recomendado, algumas vezes, o uso da prótese com componente de polietileno móvel para potencializar o tempo de vida da mesma, reduzindo o seu desgaste. O cirurgião deve, também, considerar o sexo, o tipo de ocupação profissional, a intensidade da dor, a interferência com o estilo de vida e outras condições médicas na escolha da prótese apropriada. Como desvantagem, quando comparadas com as de componentes fixos, as próteses de componente móvel são menos favoráveis à fraqueza ligamentar da articulação. Elas aumentam as hipóteses de desencaixe da articulação se o estado dos ligamentos colaterais não for o melhor [6].

Próteses de restrição varo-valgo

Estas próteses podem ser sem ligação rígida entre os componentes tibial e femoral, e normalmente designam-se por próteses de deslizamento super estabilizadas com elevada constrição condilar, ou com ligação rígida, designando-se por próteses de charneira (figura 3.9).

Nas próteses super-estabilizadas existe uma significativa elevação da parte central (poste central) do componente de polietileno, que encaixa na caixa existente no componente femoral.

Esta elevação permite o deslocamento relativo ântero-posterior, assim como o movimento de flexão entre os componentes tibial e femoral, limitando o deslocamento na direção medial-lateral e a rotação varo-valgo. Este poste central deve estar bem dimensionado, de forma a resistir aos esforços varo-valgo. Por vezes, utiliza-se um pino em aço no interior do poste de polietileno, de forma a aumentar a sua resistência mecânica. No entanto, em casos em que se preveem esforços bastantes elevados em varo-valgo, deve-se optar pelas próteses de charneira, que permitem a ligação rígida entre a tibia e o fémur. Foi conseguida uma grande melhoria pelas próteses charneiras rotativas, já que são munidas de um dispositivo mecânico que permite a rotação entre o fémur e a tibia [6].



Figura 3.9 - Prótese de charneira [8].

Por estes motivos, logo que os ligamentos estão destruídos ou onde a destruição óssea é muito apreciável, o cirurgião pode optar por este tipo de próteses. De modo a aumentar a capacidade de fixação ao osso deste tipo de próteses, elas possuem hastes longas que podem ser fixas, com ou sem cimento, no fémur e na tíbia. A grande desvantagem deste tipo de prótese é a elevada evasão óssea necessária para a sua implantação [6].

Capítulo 4

REVISÃO DA ARTROPLASTIA DO JOELHO

4.1 - Causas para a revisão da artroplastia

A cirurgia da artroplastia do joelho é, geralmente, bem sucedida e as complicações são raras. Registam-se 90 a 95% de situações sem ocorrência de problema sério. A complicação mais temível é a infecção. A possibilidade de ocorrência de uma infecção, num joelho que nunca foi operado antes, é de cerca de 1%. A infecção pode ser causada, por exemplo, por bactérias que entram no joelho no momento da operação, porque existem sempre bactérias no ar. As precauções que se tomam, contra a infecção, são a efetivação de certos cuidados no momento da cirurgia e o uso de antibióticos durante o período de internato hospitalar. As infecções podem ser introduzidas no joelho pela corrente sanguínea a qualquer momento, depois da operação. Se o paciente que foi submetido a uma artroplastia total do joelho tiver uma infecção bacteriana em qualquer parte do corpo, deve ser tratado rapidamente por um médico, sob risco de ter problemas no joelho intervencionado. Infecções virais, como gripes e resfriados ou micoses não representam perigo. A longo prazo, o descolamento da prótese, como já mencionado, é a principal complicação a registrar. A durabilidade da prótese é determinada por três fatores, sendo a capacidade técnica do cirurgião o primeiro e o mais importante deles. Se a operação é bem feita, ela durará muito mais do que no caso de uma cirurgia incorretamente executada. O segundo fator, é a intensidade do esforço a que a prótese será submetida e isso depende da atividade do paciente. Exercícios como correr ou levantar objetos pesados podem causar grandes esforços na articulação e soltar a prótese com o decorrer do tempo. Pessoas com excesso de peso podem acarretar problemas na prótese, mesmo em atividades normais. Andar em terreno plano, nadar ou andar de bicicleta não causam grandes esforços ao joelho e podem ser feitos sem preocupação. O terceiro fator a considerar, é o estado do osso do paciente. Por vezes, a osteoporose, deformidades ou cirurgias prévias podem comprometer a qualidade da fixação da prótese ao osso. Problemas de cicatrização podem, também, ocorrer na artroplastia do joelho. A pele que cobre o joelho pode não cicatrizar e algumas partes da mesma podem acabar por morrer. Esta é uma complicação relativamente séria, mas ocorre numa percentagem muito baixa e deverão ser tomadas todas as precauções para evitar que isso aconteça. Em operações complicadas, pode haver alteração dos nervos da perna. Quando isso ocorre (menos de 1% dos casos), o nervo atingido é, geralmente, aquele que movimenta a ponta do pé para cima. Na maioria dos casos existe recuperação espontânea após alguns meses. Aproximadamente em 1% dos casos podem ocorrer complicações com a patela, que permite executar os movimentos normais.

Podem acontecer estalidos no local e, às vezes, é necessária uma nova cirurgia para corrigir o problema. Uma possibilidade remota de complicação consiste na lesão dos vasos sanguíneos que passam pelo joelho. Geralmente, é possível reparar a lesão. A probabilidade de que isto aconteça é de uma em várias centenas de casos. A complicação clínica mais frequente é a formação de coágulos nas veias da perna. Desde que esses coágulos fiquem no seu lugar, não existe grande problema. Ocasionalmente, esses coágulos podem mover-se pela circulação até os pulmões e, aí causar preocupações significativas (embolia pulmonar). A possibilidade de risco de vida é de uma em várias centenas de operações. Devem ser tomadas algumas medidas para evitar os coágulos, como seja iniciar a prática de exercícios, logo após a operação, e usar meias para varizes por algum tempo. Por vezes, é necessária a administração de alguns medicamentos para prevenir estas situações. Podem suceder outras complicações, ainda menos frequentes, mas o paciente deve ter em mente que a possibilidade de ter qualquer problema mais sério é muito pequena. Uma cirurgia de grande exigência, como uma artroplastia, envolve sempre riscos [6].

Infeção tardia

A infeção tardia é bastante rara. É importante conhecer este risco, já que por vezes existe a infeção, na zona da prótese, cuja origem pode ser uma infeção a longa distância, como abscesso dentário ou infeção urinária. É importante o tratamento rigoroso de toda a infeção microbiana, qualquer que ela seja, num doente com prótese. O tratamento tardio destas infeções pode levar, no limite, à necessidade de substituição da prótese [6].

A rigidez

A rigidez a longo prazo não pode ser tratada por uma simples mobilização após anestesia. Se esta rigidez é significativa e funcionalmente limitativa, é possível realizar uma artrolise, intervenção que consiste em seccionar as aderências intra-articulares na origem da rigidez [6].

Instabilidade

É uma possível complicação das próteses de deslizamento, já que o seu bom funcionamento depende do bom estado ligamentar do joelho (ligamentos colaterais). Pode ser uma instabilidade rotuliana, resultado da rótula que luxa por fora, ou instabilidade entre o fémur e a tíbia. Esta instabilidade pode ter origem na rotação do componente femoral ou do componente tibial, em erro na escolha da dimensão dos componentes da prótese, na realização de balanço ligamentar incorreto no mau estado dos ligamentos colaterais lateral e medial, no excessivo ângulo tibial posterior e no descolamento da prótese ou perda do LCP na artroplastia com retenção do LCP [6].

Desgaste

É um risco inerente a todas as próteses. A utilização de próteses com componente tibial móvel ou rotativa parece diminuir a frequência deste tipo de avaria (figura 4.1).



Figura 4.1 - Desgaste de uma prótese [8].

O risco desta complicação, assim como da seguinte, são em função do tempo de utilização da prótese, da atividade física do paciente, do peso deste e da técnica cirúrgica utilizada [6].

Descolamento

Surge do movimento relativo entre a prótese e o osso, originando dor. Esta complicação pode surgir em próteses cimentadas e em próteses não cimentadas. O deslocamento é favorecido pelos defeitos de posicionamento da prótese. A origem dos deslocamentos pode estar em fatores mecânicos e ou biológicos. Os de origem mecânica podem iniciar-se logo após a cirurgia, em que os tecidos ósseos em contacto com o cimento ou prótese são osso necrótico e severamente danificado. Este enfraquecimento ou morte resulta do processo de corte ou mesmo da temperatura de cura do cimento, no caso de ser utilizado. Esta camada fina de tecido morto/ferido perde a sua resistência mecânica e é incapaz de sustentar as tensões transmitidas pelo implante, até que este se regenere e recupere as propriedades mecânicas de osso vivo. Se estas tensões são muito elevadas, o osso não será capaz de se auto-regenerar, sendo esta camada de tecido necrótico/ferido substituído por uma camada de tecido mole/fibroso, que origina a instabilidade do implante. Este tecido fibroso funciona como uma “bomba de fluidos” na interface implante-osso, aumentando desta forma, as pressões nessa zona, contribuindo para um dano superior no osso, implicando o surgimento de mais tecido fibroso. Desta forma, desenvolve-se um ciclo vicioso. Outro fator de origem mecânica, que pode conduzir ao descolamento-fratura do implante é o efeito de “*stress-shielding*”, que resulta da alteração do estado de tensão no osso aquando da introdução do implante. Ao introduzir-se um implante no osso os esforços que anteriormente eram transmitidos totalmente pelo osso passam a ser transferidos pelo osso e pelo implante. Essa alteração dos esforços reflete-se na alteração dos níveis de tensão no osso, podendo levar a aumento ou diminuição, em função da localização e da atividade física. Pela “lei de Wolff”, o osso adapta a sua estrutura em função dos esforços mecânicos nele desenvolvidos. Assim, uma diminuição dos níveis de tensões sobre o osso podem conduzir a uma diminuição da sua rigidez, por redução da sua forma ou da sua densidade e por aumento das tensões que podem levar a um aumento da densidade do osso ou mesmo à alteração da sua forma. Logo, se o implante reduz os níveis de tensão no osso, este pode enfraquecer até ao ponto de colocar em causa a estabilidade do próprio implante a longo termo. O caso de descolamento, por fatores biológicos, está relacionado com o desgaste dos componentes. O polietileno submetido a pressões excessivas sofre desgaste. As partículas soltas do desgaste são digeridas

pelas células necrófagas, que têm como missão limpar os tecidos de todos os resíduos e células mortas e de outros lixos biológicos. Quando estas células necrófagas digerem as pequenas partículas de polietileno ($<5\mu\text{m}$), mudam a sua natureza e começam a digerir, também o osso saudável, dando origem a um tecido fibroso. Este tecido desenvolve-se em torno da superfície de união da prótese e dissolve ainda mais o osso. Este novo espaço, agora criado, funciona como uma bomba de aspiração para mais micro partículas, que vão ativar ainda mais mutações nas células necrófagas, desenvolvendo-se um ciclo vicioso a que se dá o nome de osteólise. Este fenómeno gera reações que levarão à destruição do osso e ao descolamento da prótese. A dor no caminhar surge e, neste caso, é necessário proceder à remoção da prótese descolada e reconstruir o osso por grafos, colocando no lugar uma nova prótese. Aparentemente, existem fatores biológicos ao nível molecular que propiciam o desenvolvimento deste processo, mais frequentes nuns pacientes do que noutros. A imagem anatómica de uma artroplastia com descolamento é, aparentemente, a mesma no seu início. Nas radiografias a joelhos, com sinal de descolamento, surge uma linha clara entre o osso e o implante, referente à zona de tecido mole/descolamento. Estas linhas são chamadas linhas de radiolucência (“radiolucent lines”). A camada de tecido mole que substitui o osso junto ao implante, é mais transparente para aos raios-X, onde o tecido ósseo e os implantes são opacos [6].

Fraturas

Um traumatismo pode ser a origem de uma fratura do fémur (Fig. 2.37), da tíbia ou da rótula, em contacto com a prótese. Podem, igualmente, existir fraturas da própria prótese, por vezes sem choque, apenas como resultado de fadiga do material [6].

Complicações rotulares

Constituem uma complicação frequente e incluem instabilidade patelo-femoral, fratura da patela, fratura do componente da patela, síndrome Clunk da patela e rotura do tendão do mecanismo extensor. Estas complicações provocam dor, mais ou menos importante, e podem implicar uma nova intervenção para corrigir ou recuperar a rótula [6].

4.2 – Processo cirúrgico de revisão

A revisão da artroplastia é, normalmente, uma consequência das complicações referidas anteriormente. Consiste, basicamente, na substituição dos componentes danificados ou, na maioria das vezes, na sua substituição total. Habitualmente, ao contrário da artroplastia primária, a revisão é mais complexa devido a vários fatores, entre eles, uma nova incisão numa zona já traumatizada pela primeira cirurgia, a presença de processos inflamatórios ou a dificuldade em retirar os componentes. À revisão está associada perda óssea, resultado do processo cirúrgico primário que obriga, em média, ao corte de 5mm de osso na tíbia e no

fêmur, a processos inflamatórios como a osteólise, que originam perda óssea e ao efeito de “*stress-shielding*” causado pelo implante colocado na cirurgia primária. A perda óssea obriga à utilização de substitutos do osso perdido ou danificado, que podem ser de cimento ósseo em casos de pequena perda óssea e enxertos ósseos ou componentes metálicos para perdas mais significativas de osso. Tudo isto aumenta a evasão no osso, assim como, o tempo da cirurgia, ampliando, também, alguns riscos pós-operatórios. O objetivo da substituição do osso consiste em garantir estabilidade aos novos componentes femorais e tibiais utilizados na revisão. Normalmente, os componentes desenvolvidos para a artroplastia primária não dão as necessárias garantias de estabilidade, já que as suas zonas de apoio são, normalmente, materiais de substituição de osso primário perdido. Assim, nos casos de revisão, é essencial a utilização de componentes desenvolvidos especificamente para tal, para garantir a estabilidade da articulação.

4.3 - Avaliação de defeitos ósseos

Os defeitos ósseos encontram-se classificados por Engh e [9], em função do seu tipo e dimensão, são tornadas opções clínicas da cirurgia de revisão. Esta classificação dos defeitos ósseos é fácil de compreender, possui clareza na definição dos defeitos ósseos, tem um pequeno número de variantes e possibilita efetuar avaliações retrospectivas. No defeito Tipo 1, metáfise intacta, existem pequenos defeitos ósseos, sem compromisso da estabilidade. O defeito Tipo 2, metáfise atingida, revela perda de osso na metáfise, o que obriga ao seu preenchimento por enxerto ósseo, cunhas ou cimento e podem ser do tipo 2A, com apenas um segmento (côndilo-prato), ou 2B com dois segmentos (côndilo-prato) e, finalmente, do Tipo 3 com segmento metafisário insuficiente.

Defeitos F1

As radiografias pré-operatórias do fêmur com defeito tipo 1 demonstram o componente corretamente alinhado sem evidenciar osteólise femoral. Elas também não mostram a migração significativa do componente e o nível da linha da articulação normal é indicado pela altura da patela e pela distância ao epicôndilo implantar. Numa radiografia ântero-posterior, a qualidade do osso parece ser forte o suficiente para o segmento metafisário do fêmur suportar um componente sem uma haste. As dimensões dos côndilos femorais posteriores estão cheias, permitindo a substituição de um implante condilar do mesmo tamanho com dimensões normais. Um componente aumentado ou um aumento metálico modular não são necessários para restaurar o nível da linha articular. Pequenas irregularidades na superfície são geridas com enxertos de osso particulado ou cimento. A tabela 4.1 resume as características e formas de tratamento de um defeito F1.

As radiografias pós-operatórias de um fêmur com defeito tipo 1 mostram o nível da linha da articulação relativamente normal com a patela cerca de um centímetro proximal do prato tibial. Os côndilos do fêmur aparecerem por completo na radiografia ântero-posterior; o

côndilo posterior cria um deslocamento preservando o osso condilar posterior e é evidente na radiografia lateral. A ponta proximal da componente do côndilo posterior deve corresponder à extremidade proximal do côndilo femoral posterior do paciente.

Na figura 4.2 encontra-se representado um fêmur com defeito F1 [9].

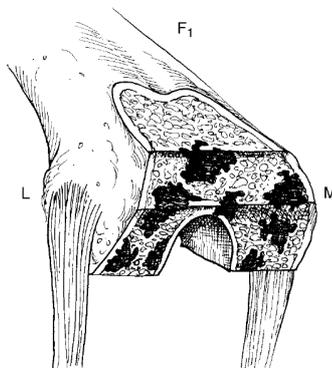


Figura 4. 2 - Defeito F1 [9].

Defeitos F2

O defeito ósseo femoral F2 é caracterizada pela osteólise ou migração proximal significativa do componente femoral. As radiografias podem revelar um abaixamento do implante com uma radioluscência circunferencial. Além disso, a perda de distância do epicôndilo para a extremidade do implante será aparente na radiografia ântero-posterior. A osteólise femoral não se deve estender acima do epicôndilo.

Em alguns defeitos F2, a relação normal do componente femoral ao eixo do fêmur (6 graus valgo) é alterada. O implante diminui com a migração angular numa postura incorreta varo ou valgo em relação ao eixo anatômico do fêmur. O defeito F2A, muitas vezes demonstra um aumento na orientação varo ou valgo do componente femoral (a partir dos 6 graus normais). Num defeito F2A, o osso do côndilo não envolvido está com um nível de linha articular normal. Consulte a Tabela 4.1 para um resumo dos defeitos ósseos [9].

Defeitos F2A: um côndilo

Um fêmur Tipo 2A (figura 4.3) pode envolver qualquer côndilo. O osso esponjoso do côndilo envolvido pode ter sido danificado pela osteólise ou iatrogenicamente se uma ressecção angular incorreta do fêmur distal foi feita no momento da artroplastia primária. O osso do côndilo femoral oposto é relativamente intacto e perto do nível da linha articular normal.

O critério radiográfico para um fêmur Tipo 2A é a presença da elevação unilateral da linha da articulação com o osso adequado no côndilo oposto para a fixação do componente. A presença de pequenos defeitos ósseos no côndilo oposto não altera a classificação de um defeito Tipo 2A, enquanto mantém no côndilo oposto um nível de linha de uma articulação normal.

A reconstrução de um defeito F2A com um implante primário é raramente indicado. Na maioria dos casos, o côndilo danificado deve ser reparado com um aumento modular para restaurar uma linha articular normal. Em algumas circunstâncias, um defeito F2A deve ser tratado com restauração incompleta da linha da articulação. Isso pode ser necessário para

corrigir uma grande contratura de flexão pré-operatória. Um defeito é convertido de F2A a um defeito F2B quando o côndilo oposto é retirado a um maior nível proximal. Quando a linha articular é elevada e é necessário um componente femoral menor para restaurar o equilíbrio flexão-extensão.

As radiografias pós-operatórias de um defeito F2A corretamente reconstruídas devem mostrar o côndilo aumentado ou reparado. A radiografia ântero-posterior pode demonstrar o nível da ressecção mais proximal do côndilo. No entanto, um aumento não é sempre visível na radiografia lateral, se estiver escondido pela caixa de um estabilizador posterior ou um implante mais restrito [9].

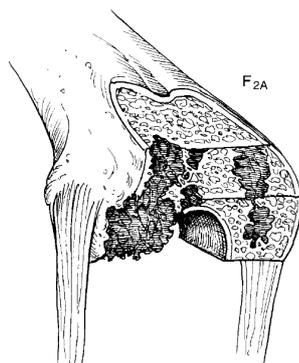


Figura 4.3 - Defeito F2A [9].

Defeitos F2B: ambos os côndilos

O defeito num fêmur tipo F2B (figura 4.4) é idêntico ao defeito tipo 2A exceto que envolve ambos os côndilos do fêmur. O osso danificado exige a reconstrução de ambos os côndilos com osso, cimento, ou aumentar para restaurar um nível de linha de uma articulação aceitável. Casos de múltiplas revisões e insuficiência de componentes femorais muitas vezes criam defeitos do tipo 2B.

Na radiografia ântero-posterior de um componente femoral diminuído, a distância entre a extremidade distal do componente para o epicôndilos parece ter diminuído. Se os epicôndilos são afastados por migração do componente, o defeito é extenso e indicativo de um defeito F3. Numa radiografia ântero-posterior, a osteólise pode ser visível no osso entre o componente e a borda do osso. Com a migração proximal da linha de articulação protética, o côndilo posterior do componente pode ter migrado para uma posição acima do côndilo femoral posterior do paciente. Preencher com cimento extensivo um componente femoral proximal geralmente resulta numa classificação F2B.

Muitas vezes, é necessário aumentar ambos os côndilos do fêmur distal e posteriormente utilizam-se cunhas modulares para restaurar nível da linha articular. Preencher com cimento, por vezes reforçado com parafusos de osso esponjoso na base do defeito, pode ser utilizado para substituir o osso perdido, quando o interface não é bom para a colagem de cimento. Um defeito F2B deve sempre ser revisto com um componente hasteado.

Alguns defeitos F2B exigem a elevação da linha articular para restaurar adequadamente os movimentos do joelho. Isso é verdade num joelho rígido com uma contratura de flexão maior do que 20 graus. Se o lançamento da cápsula posterior contraída se mostra

insuficiente, a elevação da linha articular sem aumento pode ser necessária para corrigir a contratura de flexão do paciente. Um componente de revisão hasteado deve ser usado.

As radiografias pós-operatórias de um defeito F2B demonstram tanto a elevação da linha articular, sem reparo de um defeito ósseo grande, como uma linha articular que foi restaurada com aumento, enxerto ósseo, ou um espesso manto de cimento debaixo do componente. O segmento de osso aparecerá encurtado e substituído pelo aumento da espessura do componente femoral [9].

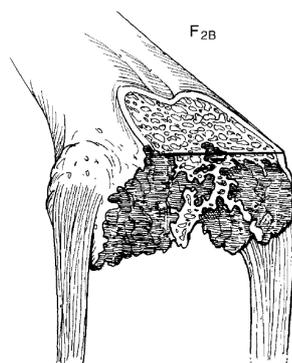


Figura 4.4 - Defeito F2B [9].

Defeitos F3

O defeito num fêmur tipo 3 (figura 4.5) tem perda estrutural óssea extensa, envolvendo uma porção principal de um ou de ambos os côndilos femorais. Ver Tabela 4.1 para a identificação de características de defeitos F3.

As radiografias pré-operatórias de defeitos F3 demonstram osteólise e/ou migração grave de componentes ao nível dos epicôndilos. Embora a gravidade da osteólise não é sempre aparente em radiografias, o cirurgião deve assumir que osteólise está presente e pode ser muito mais grave do que o previsto. A osteólise geralmente aparece como um defeito no osso esponjoso adjacente ao implante. Os locais mais comuns são nas margens do componente femoral. Lesões líticas de osteólise começam frequentemente em áreas onde o componente femoral não é colado subjacente ao osso hospedeiro. Embora muitos defeitos osteolíticos demonstram uma fronteira esclerótica, as lesões mais agressivas podem não ter esse recurso radiográfico.

Estes dispositivos têm, frequentemente, componentes de hastes que migram no eixo do fêmur. Uma quantidade significativa de osso é perdida ou sacrificada quando estes dispositivos são implantados. Nestes casos, o segmento metafisário expandido do fêmur é encurtado.

A reconstrução cirúrgica de um defeito F3 é um tipo de resgate que requer um procedimento de substituição de osso com um enxerto estrutural ou com um componente femoral personalizado. A perda óssea extensa pode envolver um ou ambos os côndilos. Um implante constringido varo-valgo, ou preservação e reinserção de um ou ambos os ligamentos colaterais, pode ser necessário. Neste caso, um canal de enchimento da haste é necessária. A estabilidade rotacional do componente femoral pode exigir cimentar totalmente a haste ou intensificar o corte do enxerto e osso hospedeiro.

As radiografias pós-operatórias femorais do tipo 3 demonstrar a reconstrução de um segmento femoral distal e em algumas instâncias, diáfise. Os dispositivos de charneira são classificados como Defeitos F3 porque substitui o segmento metafisário e são reconhecidos pela ligação que une os dois componentes. A demarcação do enxerto do osso hospedeiro adjacente é muitas vezes evidente devido à densidade diferente do osso e à mais lenta transição e remodelação que ocorre se o enxerto envolver a região diafisária. A reconstrução ideal de um defeito F3 inclui a restauração da linha normal articular utilizando a inserção de polietileno de espessura normal [9].

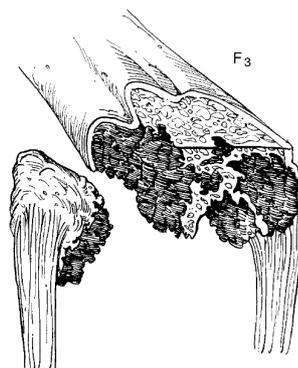


Figura 4.5 - Defeito F3 [9].

Tabela 4.1 - Características e tratamento dos diferentes defeitos [9].

Defeito	Características de Identificação	Tratamento
F1	Não subsidência componente ou osteólise; sem defeito esponjoso no aro periférico; osso esponjoso que irá apoiar um implante; defeitos podem ser preenchidos por pequenas quantidades de partículas do enxerto ósseo ou cimento; a linha normal da articulação está presente. Fémur – Perfil condilar completo	Não aumenta (>4mm), enxertos estruturais, ou cimento de preenchimento (> 1 cm); Não necessita de haste.
F2	Osso esponjoso insuficiente para apoiar o implante; defeitos esponjosos podem necessitar de enxertos ósseos; o componente utilizado para restaurar requer o aumento da linha de articulação; osteólise pode ser mais extensa do que as radiografias indicam. Fémur - Perfil condilar reduzido	Linha articular restaurada com uma componente aumentada (> 4mm), autoenxerto particulado ou enxerto, ou preenchimento de cimento (> 1 cm); Devem ser utilizadas hastes.
F3	Migração do componente marcado; instabilidade do joelho; segmento deficiente Fémur - Perda dos apegos dos ligamentos colaterais de um ou de ambos os côndilos; grave perda óssea condilar de osteólise ou uma fratura cominutiva supracondiliana	Enxerto estrutural, aumentar ou cimentar, usar componente de charneira para reconstruir o côndilo ou prato; Necessárias hastes.

Capítulo 5

MODELOS EXPERIMENTAIS

5.1 - Introdução

Este capítulo é dedicado à análise experimental da colmatação dos defeitos ósseos no fêmur distal com diferentes técnicas cirúrgicas. Neste âmbito desenvolveram-se modelos experimentais com recurso à utilização do fêmur em material compósito. Neste fêmur foram gerados de uma forma sequencial no côndilo medial um conjunto de defeitos representativos do tipo F1 e tipo F2. Diferentes técnicas de colmatação tais como: aumentos distais metálicos, cimento ósseo e enxerto ósseo foram aplicadas através da realização de cirurgias "in-vitro", com objetivo de aferir as alterações de transferência de carga no fêmur distal. Para esta avaliação foram utilizados extensómetros aplicados na região medial, anexa ao defeito, e no lado lateral, tendo sido determinadas as extensões principais para as diferentes técnicas analisadas. Estes modelos foram submetidos a um severo caso de carga representativo da flexão do joelho a 45° com uma repartição de carga entre o côndilo medial e lateral.

Os resultados das extensões medidas foram utilizados para a avaliação do potencial efeito de “*stress-shielding*” ou fratura óssea por fadiga devido sobrecarga localizada, assim como para correlação com os modelos numéricos desenvolvidos no capítulo seguinte.

5.2 – Materiais e métodos

O fémur utilizado nos ensaios experimentais é um osso em material compósito da perna esquerda, que está disponível comercialmente na Sawbones® Pacific Research Lab, Inc., Vashon Island, WA, USA com referencia 3306. Este modelo compósito é feito por fibra de vidro reforçada com resina epóxido na sua estrutura externa e espuma de poliuretano no seu interior, que de acordo com Condit et al [10], é um material adequado para reproduzir o comportamento mecânico do osso humano.

O componente femoral utilizado foi o modelo P.F.C Sigma Modular Knee System (Depuy International, Inc Johnson&Johnson – Warsaw / Indiana) (figura 5.1). Para este estudo foram ainda utilizados dois tipos de aumentos metálicos distais: de 4mm e 12mm (figura 5.1) em liga de crómio-cobalto (Cr- Co) (DePuy International, Inc. Johnson and Johnson Warsaw/Indiana).

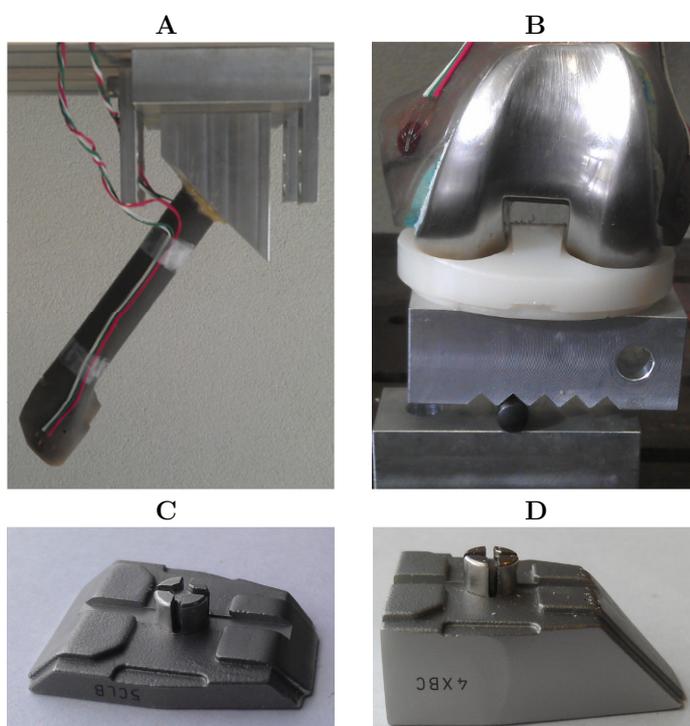


Figura 5.1 - Materiais utilizados nos ensaios experimentais. **A.** Fémur compósito. **B.** Componente femoral. **C.** Aumento de 4mm. **D.** Aumento 12mm.

Além destes dois enxertos metálicos foram ainda utilizados na colmatação dos defeitos ósseos o cimento ósseo (CMW1) e um enxerto ósseo no mesmo material do osso compósito utilizado. Na tabela 5.1 encontra-se um resumo das características técnicas dos componentes e materiais utilizados.

Tabela 5.1 - Resumo dos componentes usados. (n/a - não aplicável)

Componente	Material	Dimensão	Fornecedor
Osso Compósito	Fibra de vidro e resina epóxico com espuma de poliuretano	Referência 3306	Sawbones
Componente Femoral	Cr-Co-Mo	Tamanho 4 71mm M/L-65mm A/P	Depuy
Aumento de 4mm	Co-Cr	Tamanho 4	Depuy
Aumento de 12mm	Co-Cr	Tamanho 4	Depuy
Enxerto Ósseo	Fibra de vidro e resina epóxico com espuma de poliuretano	12mm x 30mm x 39mm	Sawbones
Cimento	Poli-metacrilato-metileno	n/a	DePuy
Componentes de polietileno	Polietileno	Componente estabilizado 10mm	n/a

Por forma a realizar a avaliação comparativa entre os diferentes modelos procedeu-se numa fase inicial à realização dos cortes no fémur distal para implantação do componente femoral. De seguida, e no mesmo modelo do fémur em material compósito geraram-se de uma forma incremental dois tipos de defeitos distais, normalmente encontrados aquando da revisão, ou seja, defeito tipo F1 e o defeito tipo F2. Estes defeitos foram gerados através de cortes realizados no côndilo medial do fémur, primeiro o defeito tipo F1 com 4mm de altura e de seguida foi gerado o defeito do tipo F2 com 12mm de altura.

Assim, estes defeitos foram colmatados com as seguintes técnicas e pela seguinte ordem de ensaio:

1º - Fémur apenas com componente femoral cimentado sem defeito.

2º - Fémur com componente femoral e defeito tipo F1 colmatado com aumento metálico de 4mm.

3º - Fémur com componente femoral e defeito tipo F1 colmatado com cimento ósseo.

4º - Fémur com componente femoral e defeito tipo F2 colmatado com aumento metálico de 12mm.

5º - Fémur com componente femoral e defeito tipo F2 colmatado com enxerto ósseo em material compósito.

A adaptação do modelo do fémur ao longo da sequência descrita anteriormente realizou-se com a desmontagem e retirada do cimento ósseo de forma cuidada de forma a evitar dano no fémur e a permitir a montagem do modelo seguinte segundo a técnica cirúrgica recomendada. Todos os cortes ósseos assim como a colocação dos diferentes materiais na colmatação dos defeitos ósseos seguiram as técnicas cirúrgicas descritas pelos fornecedores dos implantes. Em todos os modelos para fixação do componente femoral foi utilizado um manto de cimento ósseo com uma espessura média de 2mm.

Após a colocação do componente femoral no fémur distal (1º ensaio) procedeu-se à colocação de duas rosetas de extensómetros. As posições dos extensómetros (figura 5.2) foram selecionadas com a finalidade de medir as extensões nas superfícies medial e lateral do fémur, tendo em consideração a necessidade de não entrar em conflito com a geração dos diferentes defeitos e das técnicas de colmatação aplicadas no mesmo modelo do fémur de

uma forma sequencial. Os extensômetros tri-axiais contêm três filamentos alinhados a 45° entre eles mesmos, o que permite obter informação suficiente para descrever completamente as deformações sobre as superfícies dos modelos. Foram utilizados extensômetros tri-axiais (KFG-3-120-D17-11L3M2S, Kyowa eletrônico Instruments Co, Ltd, Tóquio, Japão). A implementação dos extensômetros na superfície dos modelos requer uma pré-preparação da superfície. Logo, a superfície femoral foi lixada com uma lixa P400 e limpa com álcool. Depois disso, uma pequena porção de cola foi aplicada nas costas dos extensômetros e de seguida foram colocados sobre o fêmur, premindo-o contra a superfície do fêmur no local pretendido. Depois disso, cada extensómetro foi identificado de acordo com a posição que ocupa no modelo, bem como os filamentos que saem destes, de modo a identificá-los facilmente. Todos os extensómetros foram conectados ao sistema PXI 1050 da National Instruments de aquisição de dados, o qual por sua vez foi ligado a um computador, onde os resultados foram armazenados e processados por uma aplicação Lab View Signal Express.

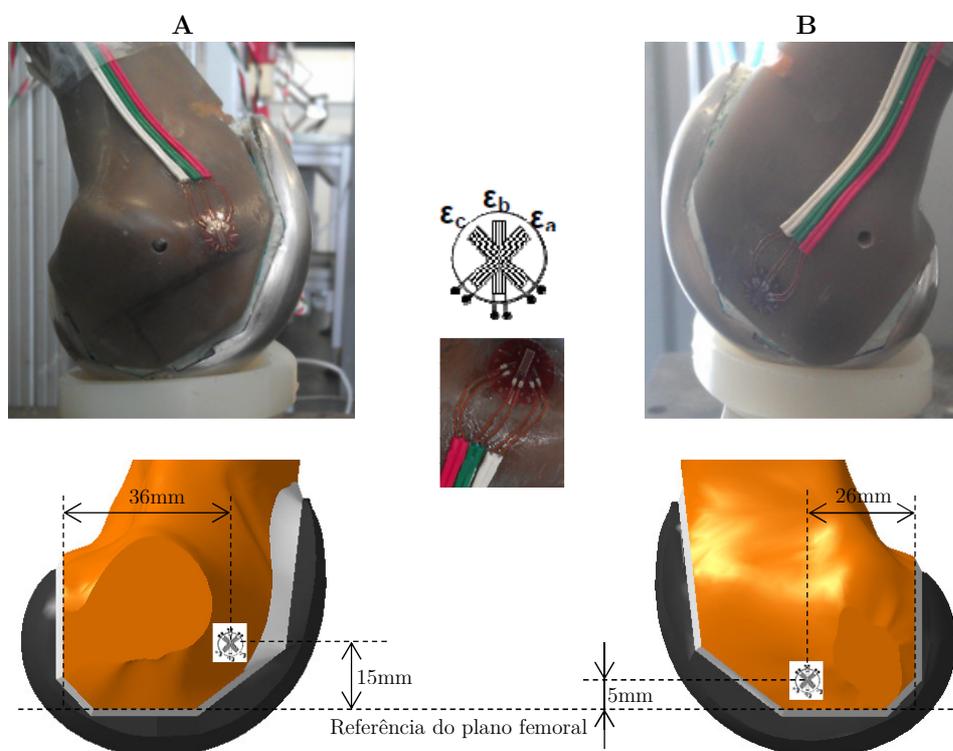


Figura 5.2 - Localização dos extensómetros no fêmur. **A.** Extensómetro medial. **B.** Extensómetro lateral.

Para a avaliação experimental procedeu-se na fase inicial aos cortes ósseos que tentaram reproduzir dois defeitos ósseos tipo F1 e tipo F2.

O procedimento cirúrgico foi realizado seguindo a metodologia normal de um procedimento cirúrgico num paciente. Inicialmente foram realizados os cortes para a colocação do componente femoral sem defeitos ósseos utilizando o instrumental do fornecedor do implante.

Após a preparação de cada modelo do fêmur com a correspondente associação defeito/técnica de colmatação, este foi montado sobre o equipamento de ensaio. Para isso a

zona proximal do fémur previamente seccionada foi rigidamente ligada a haste móvel do cilindro pneumático do equipamento de ensaio como mostra a figura 5.3.

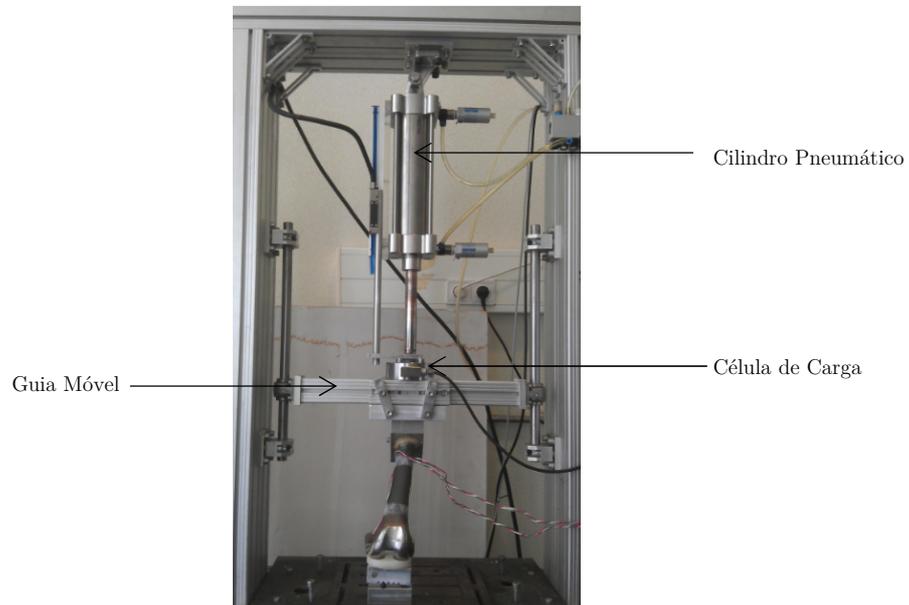


Figura 5.3 - Máquina dos ensaios.

A orientação do fémur após a sua montagem no equipamento de ensaio foi de o seu eixo anatómica realizar um ângulo de 45° com a zona de apoio do componente femoral (figura 5.4). Esta orientação tenta reproduzir uma condição de carga fisiológica durante ciclo de marcha. Esta orientação associada ao dispositivo de apoio de componente femoral (figura 5.4), onde uma repartição da força de reação é realizada através de barra cilíndrica posicionada a diferentes distâncias do côndilo medial e lateral permite a geração de esforços de flexão e torção sobre a zona do defeito ósseo.

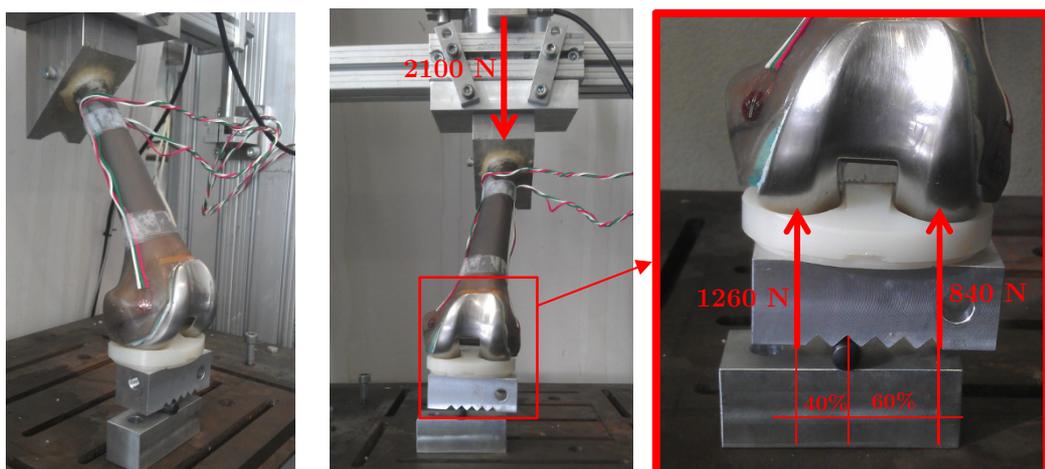


Figura 5.4 – Carga aplicada e adaptador utilizado para repartir a mesma.

A força de compressão exercida pelo equipamento no fémur proximal é representativa de 3 vezes o peso do corpo de uma pessoa com 70Kg, ou seja, uma carga de 2100N [11,12]. Esta

carga origina uma força de reação no côndilo medial do componente femoral de 1260N (60%) e uma força de reação no côndilo lateral de 840N (40%). Esta repartição 60%-40% está diretamente relacionada com a distância da barra cilíndrica, inferiormente ao prato tibial, ao côndilo medial e côndilo lateral assegurada pela construção visível na figura 5.4.

Para cada modelo ensaiado foram repetidos 5 carregamentos de acordo com a sequência mostrada na tabela 5.2, com base na descrição dada por Finlay et al [13]. Note-se que cada uma das sequências de carga foi repetida 5 vezes para cada modelo num total de 25 ensaios.

Tabela 5.2 - Sequência do processo.

Passo	Definição
A	Condicionamento à carga de ensaio
B	Calibração dos extensómetros
C	Carga
D	Estabilização da carga sobre o modelo
E	Guardar valores dos extensómetros
F	Descarregar
G	Pausa entre as medições

Na figura 5.5 estão representados os diferentes modelos experimentais associados a cada técnica de colmatação óssea analisada durante a fase de carregamento.

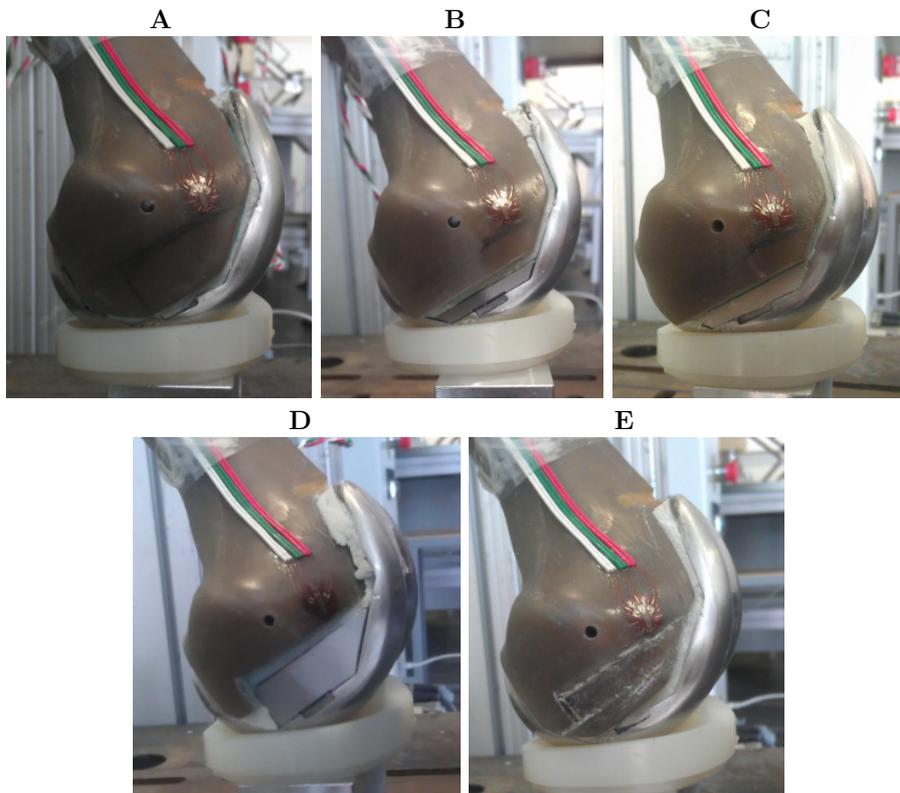


Figura 5.5 - Implantes utilizados nos ensaios experimentais. **A.** Componente femoral - sem defeito ósseo. **B.** Aumento metálico de 4mm – defeito F1. **C.** Cimento Ósseo 4mm – defeito F1. **D.** Aumento metálico de 12mm – defeito F2. **E.** Enxerto ósseo – defeito F2.

A partir das extensões medidas com os extensómetros tri-axiais em cada modelo ensaiado foram calculadas as extensões principais mínimas e as extensões principais máximas associadas a localização de cada extensómetro, com recurso as seguintes expressões (5.1 e 5.2), que relaciona a extensões medidas nos três extensómetros ε_a , ε_b e ε_c a 45° de cada roseta com as extensões principais ε_1 e ε_3 .

$$\varepsilon_1 = 0,5(\varepsilon_a + \varepsilon_c) + 0,5\sqrt{(\varepsilon_a - \varepsilon_c)^2 + (2\varepsilon_b - \varepsilon_c - \varepsilon_a)^2} \quad (5.1)$$

$$\varepsilon_3 = 0,5(\varepsilon_a + \varepsilon_c) - 0,5\sqrt{(\varepsilon_a - \varepsilon_c)^2 + (2\varepsilon_b - \varepsilon_c - \varepsilon_a)^2} \quad (5.2)$$

Foi calculada para cada uma das extensões principais máximas o valor médio e respetivo desvio padrão dos cinco carregamentos efetuados no modelo para cada tipo de técnica. Estas extensões principais foram comparadas entre os diferentes modelos analisados e também utilizadas para correlação com os resultados dos modelos experimentais.

5.3 – Resultados

Após os testes experimentais, os dados recolhidos foram tratados, a fim de calcular as médias das extensões principais e os desvios padrão obtidos com os extensómetros em cada ensaio. Na tabela 5.3 são apresentados os valores médios das extensões principais mínimas e máximas nos cinco modelos ensaiados e respetivos desvios padrão.

Tabela 5.3 – Valores das extensões principais mínimas (ε_3) e máximas (ε_1) ($1 \times 10^{-6} \text{m/m}$)

Extensómetro		Sem Defeito		Aumento 4mm		Cimento 4mm		Aumento 12mm		Enxerto Ósseo	
		Média	σ	Média	σ	Média	σ	Média	σ	Média	σ
Medial	ε_1	270	22,62	458	8,26	410	74,81	302	11,71	544	17,17
	ε_3	130	29,75	209	7,40	178	21,90	-43	28,88	-520	1,71
Lateral	ε_1	413	17,46	252	4,93	87	10,94	223	17,06	313	11,00
	ε_3	-144	34,27	-232	15,68	-170	36,04	-265	54,15	-221	12,63

O desvio padrão das extensões principais foi em média 13% dos valores médios medidos. O modelo que apresentaram os desvios padrão mais elevados relativamente à média foi o modelo sem defeito ou seja apenas com o componente femoral com um valor de 23.8%. Todos os restantes modelos apresentaram valores significativamente inferiores.

Na figura 5.6 e figura 5.7 encontra-se representado graficamente os valores médios e respetivos desvios padrão das extensões principais medidas nos diferentes modelos. Na Figura 5.6 relativa às extensões principais máximas, o modelo que apresentou as extensões mais elevadas no lado medial (lado do defeito) foi o modelo com enxerto ósseo de 12mm com um valor médio de $554 \times 10^{-6} \text{m/m}$ e o que apresentou o valor mais reduzido foi o modelo sem defeito com um valor médio de $270 \times 10^{-6} \text{m/m}$. A diferença média entre estes dois modelos é

superior a 100%. Os modelos relativos ao defeito do tipo F1 (4mm) apresentaram valores médios aproximados entre 410 e 458x10⁻⁶m/m.

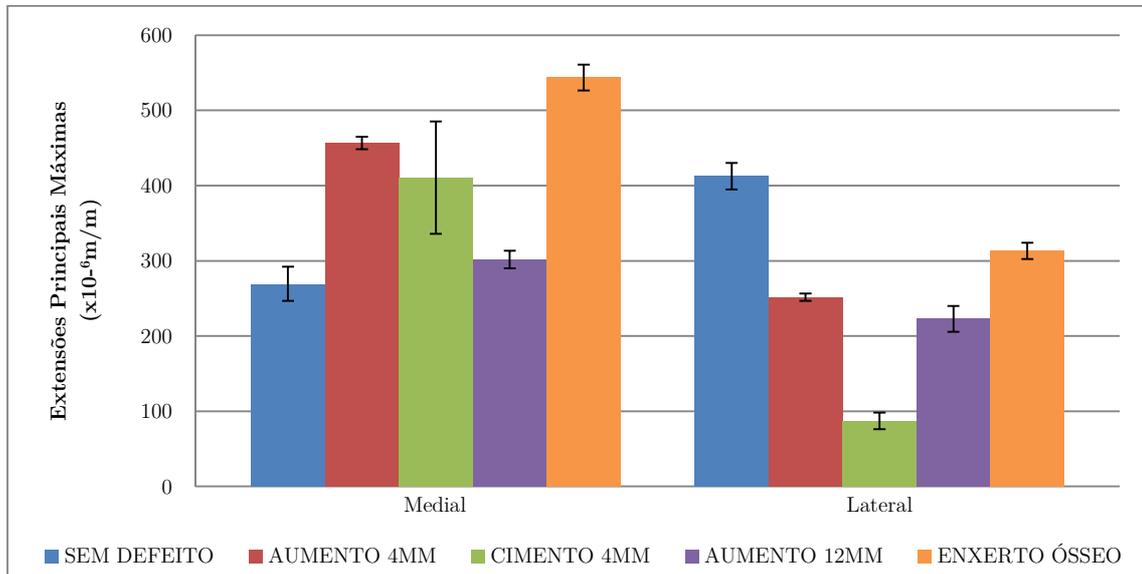


Figura 5.6 - Valores médios e desvios padrão das extensões principais máximas (ϵ_1)

No lado lateral foi o modelo sem defeito que apresentou as extensões principais máximas mais elevadas com um valor médio de 413x10⁻⁶m/m e o que apresentou o valor mais reduzido foi o modelo com defeito tipo F1 colmatado com cimento ósseo com um valor médio de 87x10⁻⁶m/m. A diferença média entre estes dois modelos é superior a 300%. Os modelos relativos ao defeito do tipo F1 (4mm) apresentaram valores médios bastantes distintos entre 87 e 252x10⁻⁶m/m, ou seja, uma diferença de 189%. Os modelos relativos ao defeito do tipo F2 (12mm) apresentaram valores médios entre 222 e 313x10⁻⁶m/m, ou seja, uma diferença de 40%.

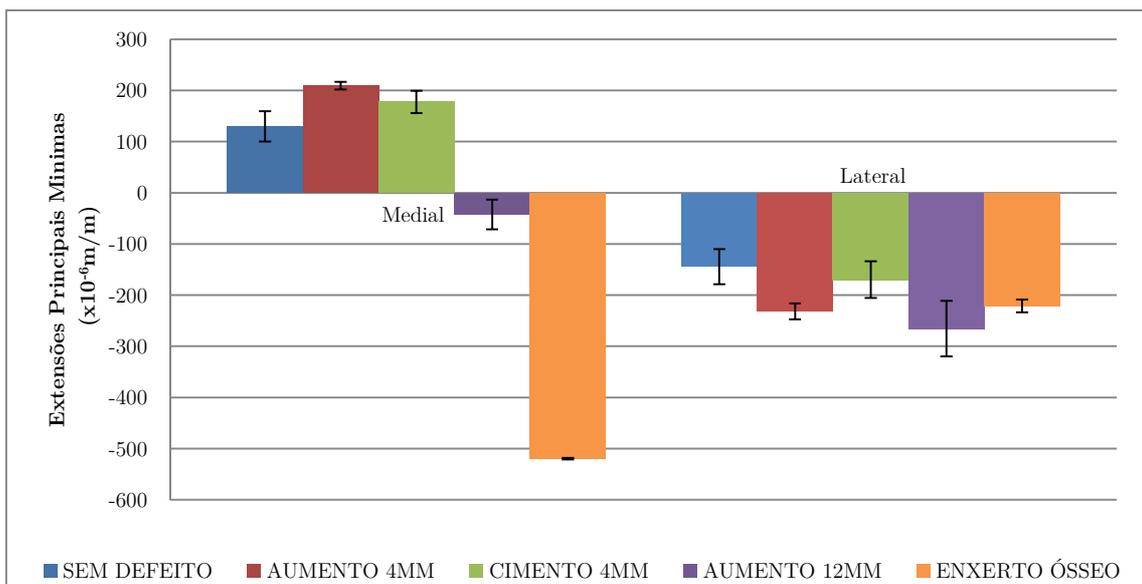


Figura 5.7 - Valores médios e desvios padrão das extensões principais mínimas (ϵ_3)

Na Figura 5.7 relativa às extensões principais mínimas, o modelo que apresentou as extensões nominais mais elevadas no lado medial (lado do defeito) foi o modelo com enxerto ósseo de 12mm com um valor médio de $-520 \times 10^{-6} \text{m/m}$ e o que apresentou o valor mais reduzido foi o modelo com aumento metálico de 12mm com um valor médio de $-43 \times 10^{-6} \text{m/m}$. A diferença média entre estes dois modelos é superior a 10 vezes. Os modelos relativos ao defeito do tipo F1 (4mm) apresentaram valores médios muito próximos entre 177 e $209 \times 10^{-6} \text{m/m}$. No lado lateral foi o modelo sem defeito que apresentou as extensões principais mínimas mais baixas com um valor médio de $-144 \times 10^{-6} \text{m/m}$ e o que apresentou o valor mais elevado foi o modelo com defeito tipo F2 colmatado com aumento metálico de 12mm com um valor médio de $-265 \times 10^{-6} \text{m/m}$. A diferença média entre estes dois modelos é superior a 80%. Os modelos relativos ao defeito do tipo F1 (4mm) apresentaram valores médios entre -169 e $-231 \times 10^{-6} \text{m/m}$, ou seja, uma diferença de 36%. Os modelos relativos ao defeito do tipo F2 (12mm) apresentaram valores médios muito semelhantes entre -221 e $-265 \times 10^{-6} \text{m/m}$, ou seja, uma diferença inferior 18%.

5.4 – Discussão

Analisando os valores do desvio padrão obtidos nos ensaios e apresentados na tabela 5.3, verifica-se que o desvio médio é ligeiramente superior aos encontrados em estudos com o mesmo tipo de osso compósito [6,14,15,16,17,18]. Este facto pode ter como origem o sistema de apoio do componente tibial de modo a assegurar a repartição de carga entre o côndilo femoral medial e lateral, pois este sistema apresentava alguma instabilidade que pode ter gerado uma variação adicional das extensões medidas.

No lado medial, ou seja, o lado do defeito ósseo os modelos com defeitos ósseos do tipo F1 e F2 apresentam um aumento nominal das extensões principais máximas e mínimas relativamente ao modelo sem defeito ósseo para todas as técnicas utilizadas, à exceção da extensão principal mínima na técnica com aumento metálico de 12mm. Este aumento generalizado das deformações principais para as diferentes técnicas ensaiadas parece afastar qualquer risco de um fenómeno de “*stress-shielding*”, ou seja, um risco de perda de densidade óssea longo termo. No entanto, este comportamento pode apresentar algum risco de fadiga e fratura óssea associada a sobrecarga localizada, estando este risco mais presentes no caso da utilização de enxerto ósseo, pois foi o que mais nominalmente aumentou as extensões principais. Neste caso e de forma a evitar este efeito de sobrecarga localizada parece prudente em termos clinico o paciente evitar a realização de carga total sobre o joelho num período imediato à cirurgia de revisão com utilização de enxerto ósseo.

No lado lateral ou seja o lado oposto ao defeito ósseo os modelos com defeitos ósseos do tipo F1 e F2 apresentam em geral uma diminuição das extensões principais máximas relativamente ao modelo sem defeito ósseo para todas as técnicas de colmatação utilizadas, sendo a redução mais importante a observada no modelo com defeito tipo F1 colmatado com cimento ósseo. Relativamente às extensões principais mínimas as diferenças nominais entre os modelos com defeito e o modelo sem defeito foi inferior a $120 \times 10^{-6} \text{m/m}$, o que de facto em

termos reais não parece significar uma grande alteração da transferência das cargas de compressão entre os diferentes modelos. No entanto, as reduções observadas nas extensões principais máximas superiores a $100 \times 10^{-6} \text{m/m}$ parecem indicar a presença de um risco do fenómeno de “*stress-shielding*” em todas as técnicas e principalmente na técnica de colmatação do defeito F1 com cimento ósseo, ou seja, um risco de perda de densidade óssea longo termo.

Capítulo 6

MODELOS NUMÉRICOS

6.1 - Introdução

O método dos elementos finitos (MEF) é uma das ferramentas mais importantes na análise estrutural.

É um método matemático de análise e resolução, quase sempre aproximada, de problemas científicos e de engenharia. O MEF é utilizado, na generalidade das vezes, em problemas para os quais não se conhece uma solução exata que possa ser expressa de forma matemática. Como tal, o método dos elementos finitos é um método numérico e não um método analítico. O método permite determinar o estado de tensão e/ou deformação dos tecidos, relacionando-o com processos biológicos de crescimento ósseo, remodelação e tratamento de fraturas e possibilitando, ainda, testar e otimizar o desempenho, a curto e longo prazo, de dispositivos ortopédicos, tais como próteses para articulações, fixadores internos e externos de fraturas, etc.

Neste capítulo procedeu-se ao desenvolvimento de modelos numéricos de elementos finitos que procuram replicar os modelos avaliados experimentalmente. Estes modelos foram submetidos ao mesmo caso de carga, aplicado nos modelos experimentais. Estes modelos numéricos permitiram a avaliação de parâmetros biomecânicos não passíveis de avaliação com recurso aos modelos experimentais desenvolvidos no capítulo anterior, tais como os níveis de deformação no osso esponjoso sob o defeito ósseo e componente femoral e a tensão instalada no cimento ósseo utilizado para fixação do implante. Foram assim analisadas as deformações principais no osso cortical e esponjoso na vizinhança do defeito, assim como os níveis da tensão de von Mises no cimento ósseo. Estes mesmos modelos foram ainda comparados com os modelos experimentais de forma a avaliar o seu nível correlação.

6.2 – Materiais e métodos

6.2.1 – Modelos geométricos

Os modelos geométricos do fémur e componente femoral foram fornecidos já modelados e com base no trabalho prévio desenvolvido por Completo et al [6]. Em complemento foram modelados os dois aumentos distais recorrendo a ferramentas de modelação geométrica, replicando as dimensões dos aumentos de 4 e 12mm utilizados na parte experimental.

Com base nestes modelos geométricas elementares, foram gerados os modelos de conjunto associadas às diferentes técnicas analisadas experimentalmente, ou seja à colmatação dos defeitos femorais do tipo F1 e F2. Para a geração destes modelos de conjunto, assim como a geração geométrica do manto de cimento entre componente femoral e a fémur distal utilizou-se o *software* CAD CatiaV5® (Dassault Systems, USA). A modelação da geometria da revisão do fémur e dos seus componentes é uma tarefa complicada, visto que os ossos e restantes componentes têm um elevado grau de complexidade na sua geometria.

Em complemento dos cinco modelos geométricos que replicaram os modelos analisados experimentalmente procedeu-se à geração adicional de mais cinco novos modelos em que nestes modelos foi adicionada uma haste femoral “press-fit” com as dimensões de $\varnothing 16$ mm x 175 mm (P.F.C Sigma Modular Knee System (Depuy International, Inc Johnson&Johnson – Warsaw / Indiana). Esta adição da haste femoral visou avaliar qual o seu efeito no comportamento biomecânico associado a cada técnica. Na tabela 6.1 encontram-se descritos os modelos analisados com e sem haste femoral.

Tabela 6.1 - Modelos analisados.

Designação do modelo	Descrição	Haste
SACH	Fémur apenas com componente femoral cimentado sem defeito	Sim
SASH	Fémur apenas com componente femoral cimentado sem defeito	Não
A4CH	Fémur com defeito tipo F1 com aumento metálico de 4mm	Sim
A4SH	Fémur com defeito tipo F1 com aumento metálico de 4mm	Não
C1CH	Fémur com defeito tipo F1 colmatado com cimento ósseo	Sim
C1SH	Fémur com defeito tipo F1 colmatado com cimento ósseo	Não
A12CH	Fémur com defeito tipo F2 com aumento metálico de 12mm	Sim
A12SH	Fémur com defeito tipo F2 com aumento metálico de 12mm	Não
ENCH	Fémur com defeito tipo F2 colmatado com enxerto ósseo	Sim
ENSH	Fémur com defeito tipo F2 colmatado com enxerto ósseo	Não

Na figura 6.1 encontra-se uma representação esquemática dos modelos com e sem haste femoral. Igualmente na figura 6.2 encontram-se representados os diferentes modelos associados a cada técnica de colmatação analisada.

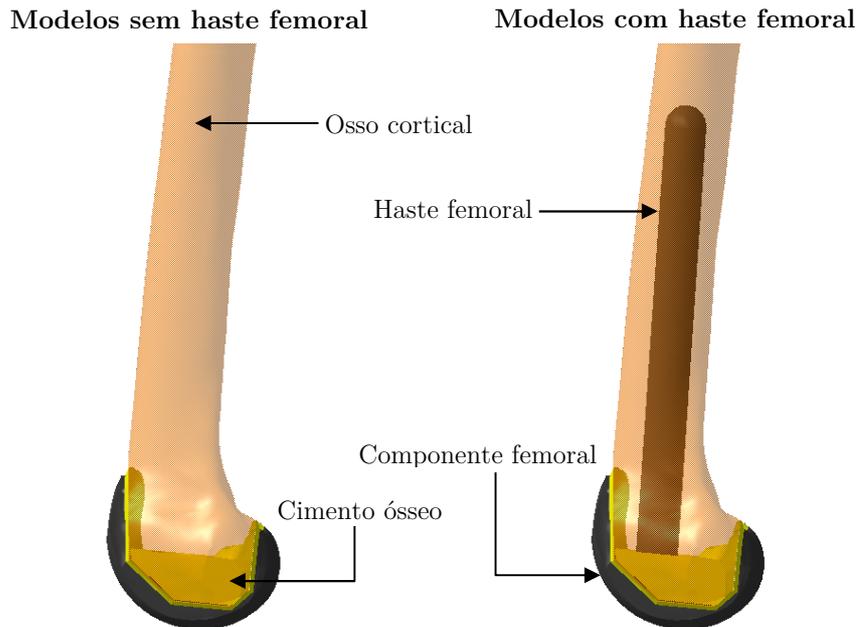


Figura 6.1 - Representação esquemática dos modelos com e sem haste femoral.

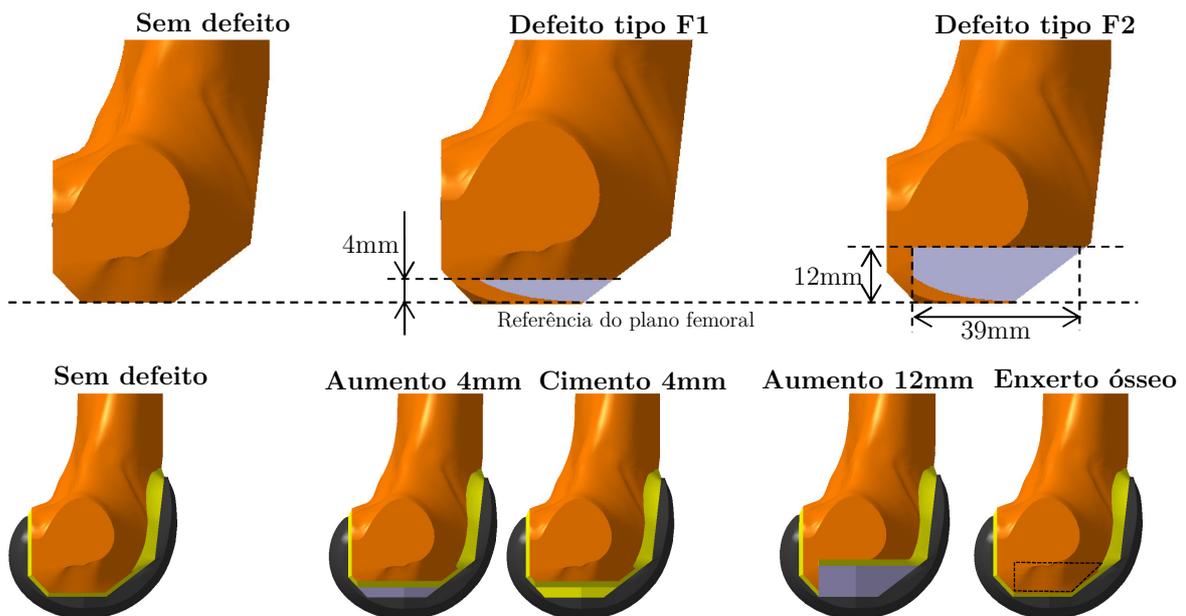


Figura 6.2 - Diferentes modelos associados a cada técnica de colmatação analisada.

6.2.2 – Modelos numéricos

Com base nestes modelos geométricos anteriores foram gerados os modelos numéricos através da geração de malha de elementos finitos diretamente no *software* CatiaV5. Numa primeira fase procedeu-se à geração de malha de superfície com elementos triangulares para cada componente de cada modelo, e posteriormente foram geradas as malhas de elementos sólidos tetraédricos (4 nós). De seguida foram definidas as condições de contacto entre os diferentes componentes que constituem os modelos. Considerou-se que todas as interfaces entre os diferentes componentes estavam em perfeito contacto e rigidamente ligadas entre si, com a exceção do enxerto ósseo de 12mm que foi considerado em perfeito contacto com um

coeficiente de atrito de 0.3 [6] através da ferramenta ‘*Contact Connection Property*’ (CatiaV5). Relativamente ao comportamento mecânico dos materiais utilizados estes foram considerados isotrópicos e com um comportamento linear elástico, sendo esta uma aproximação à realidade muitas vezes utilizadas em estudos idênticos. [6, 16] Na tabela 5.2 encontram-se indicados os módulos de elasticidade e coeficiente de Poisson associado a cada material/componente dos modelos numéricos.

Tabela 6.2 - Propriedades mecânicas dos modelos utilizados [6].

Designação do Componente	Material	Módulo de Elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson
Osso Cortical	Fibra de vidro – Resina epóxico	12,4	0,3
Osso Esponjoso	Espuma de poliuretano	0,104	0,3
Haste	Titânio	110	0,3
Componente Femoral	Co-Cr	220	0,3
Aumento Metálico	Co-Cr	220	0,3
Cimento	Poli-metacrilato-metileno	2,28	0,3

A fim de selecionar o número de elementos e dimensão média da aresta do elemento a utilizar nos modelos numéricos procedeu-se previamente a um estudo de convergência de malha. Para este estudo utilizou-se apenas o modelo do fémur sem defeito ósseo (SASH) em que foi aplicada uma carga de 1260N no cõndilo medial e 840N no cõndilo lateral. Nestes modelos para cada refinamento de malha foi avaliado o deslocamento máximo no modelo, tendo sido calculado para cada tamanho médio de elemento o erro relativo ao deslocamento máximo do modelo mais refinado, ou seja, com o maior número de elementos. Considera-se uma malha adequada quando o deslocamento do modelo não se altera significativamente com o aumento do número de elementos.

Na tabela 6.3, encontram-se assinalados os diferentes modelos gerados com o tamanho médio do elemento, assim como o número de elementos, número de nós, deslocamento máximo e o erro relativo em percentagem ao modelo mais refinado. (correspondente ao modelo com tamanho médio da aresta do elemento de 1mm).

Tabela 6.3 - Características dos modelos numéricos analisados para a escolha de malha.

Dimensão da Malha (mm)	Número de Nós	Número de Elementos	Deslocamento Máximo	Erro Relativo
1	238888	1070282	5,72456	0,00%
1,5	107713	466393	5,70618	0,32%
2	65530	280009	5,68895	0,63%
2,5	46587	196460	5,67962	0,79%
3	40980	171607	5,66798	1,00%
4	32945	136968	5,63345	1,62%
5	29484	122465	2,55691	123,89%

Na secção resultados deste capítulo é apresentada a curva de convergência do deslocamento máximo para os diferentes níveis de refinamento de malha dos modelos. Como

apresentado e discutido posteriormente, decidiu-se selecionar elementos com tamanho médio de 2mm de aresta, para todos os modelos numéricos implantados. Após esta análise preliminar procedeu-se a geração da malha para os modelos relativos às diferentes técnicas de colmatação, encontrando-se o número de elementos e nós para cada modelo indicado na tabela 6.4.

Tabela 6.4 - Número de elementos e nós dos modelos analisados.

Modelo do Implante	Número de Nós	Número de Elementos
SACH	67486	288720
SASH	60945	259256
A4CH	67912	290932
A4SH	61107	259774
CICH	58731	250727
CISH	51991	219737
A12CH	59413	253328
A12SH	52563	221803
ENCH	59965	255269
ENSH	53264	224602

As condições de fronteiras utilizadas nos modelos numéricos foram equivalentes as condições utilizadas nos modelos experimentais descritos no capítulo anterior. Assim, considerou-se um encastramento rígido da zona proximal do fémur, tendo sido aplicada uma carga de 2100N correspondente à posição de pé apoiado a 45% do ciclo de marcha, sendo esta repartida entre o côndilo femoral medial com o valor de 1260N, representando 60% do valor de carga total e no côndilo lateral com o valor de 840N, representado 40% do valor de carga total aplicado. Estas cargas foram aplicadas diretamente nas superfícies condilares do componente femoral, como esquematizado na figura 6.3.

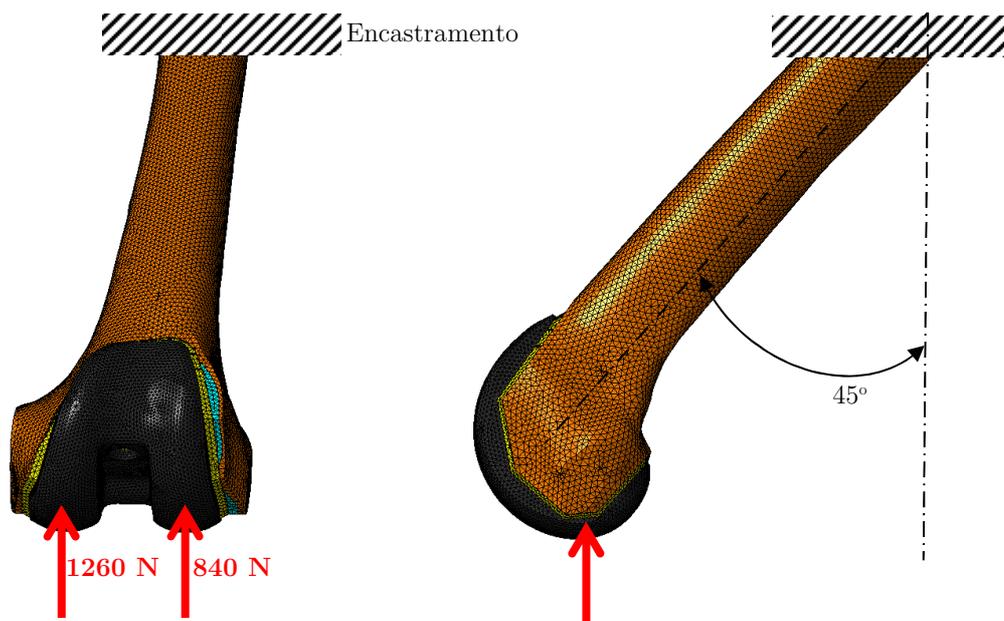


Figura 6.3 - Representação esquemática das direções das forças e restrições aplicadas.

Os resultados analisados após as simulações, centraram-se nas deformações principais máximas e mínimas no osso cortical ao longo dos alinhamentos assinalados e esquematicamente representados na figura 6.4. Esta análise permitirá avaliar como as diferentes técnicas alteram a repartição de carga e logo o estímulo mecânico no osso cortical, permitindo avaliar potenciais zonas de reabsorção óssea ou falência à fadiga por sobrecarga localizada.

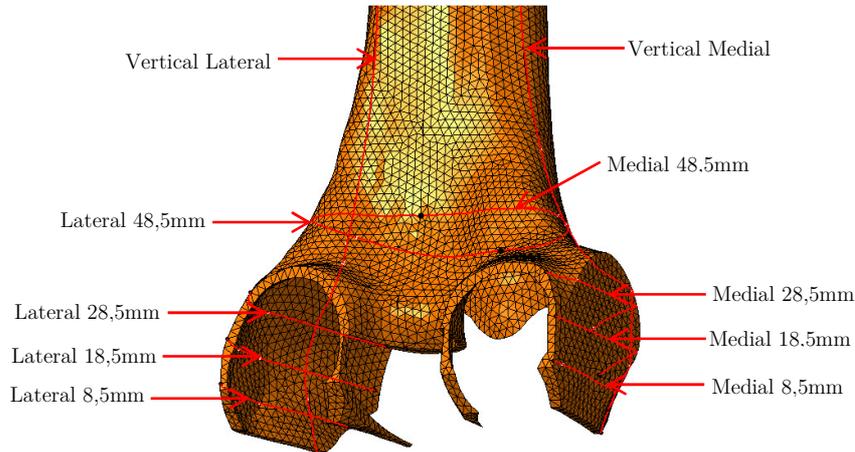


Figura 6.4 - Representação esquemática dos alinhamentos analisados no córtex distal do fémur.

De forma análoga e tendo em consideração que o principal motivo de falência da artroplastia resulta da falência da capacidade de suporte do osso esponjoso à compressão foram analisados as deformações principais mínimas (de compressão) no osso esponjoso inferiormente ao componente femoral [11]. Foram analisados os gradientes de deformações ao longo de toda a superfície do osso esponjoso em contacto com o componente femoral, assim como ao longo dos alinhamentos ântero-posterior no lado medial e lateral como assinalados na figura 6.5.

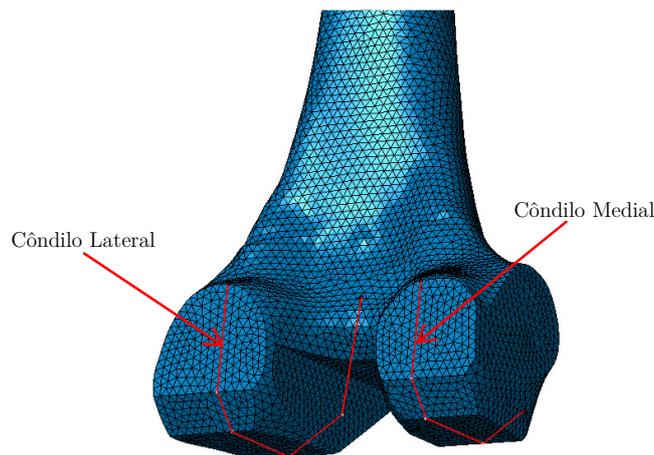


Figura 6.5 - Representação esquemática dos alinhamentos das deformações principais mínimas analisados no osso esponjoso.

Igualmente de forma a avaliar o risco de fratura associado ao cimento ósseo foram avaliadas as tensões de von Mises no manto de cimento ósseo para os diferentes modelos. A tensão limite de fadiga do cimento ósseo é de aproximadamente 10MPa [19], no entanto

Cipolletti e Cook reportaram que a uma temperatura de 37°C e para um número ciclos superiores a 10 milhões, o limite de fadiga é de cerca de 6MPa [20]. Assim, foi também determinado para cada modelo analisado o volume de cimento ósseo com tensões de von Mises superiores 6MPa e 10 MPa, respetivamente.

6.3 – Resultados

6.3.1 – Resultados da convergência de malha

Na figura 6.6 estão representados os valores do deslocamento máximo para cada dimensão média de aresta de elemento. Como se pode observar a partir de uma dimensão média de elemento de 3mm o erro relativo do deslocamento relativamente ao modelo mais refinado é inferior a 1%. Como mencionado antes, considera-se uma malha adequada quando o seu deslocamento não se altera significativamente com o aumento do número de elementos. Assim, utilizou-se a dimensão média de aresta de elemento de 2mm, pois tem um erro relativo inferior a 0.7%. Poderíamos ter escolhido a malha com tamanho de 2,5mm, contudo o tempo de simulação diferia pouco e optou-se pela malha mais refinada.

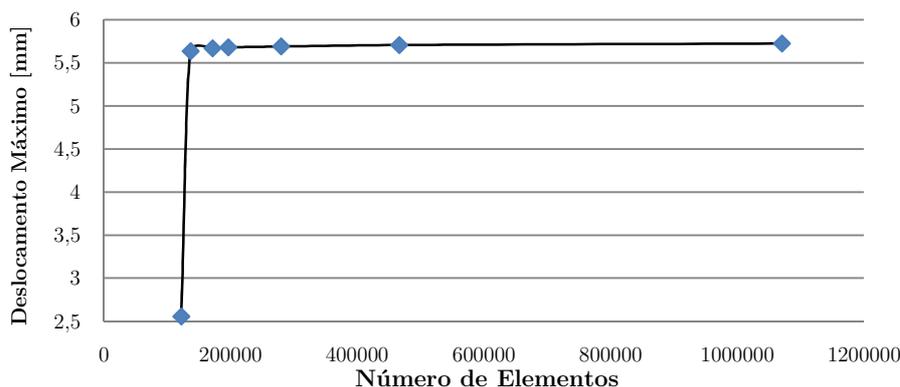


Figura 6.6 - Gráfico do deslocamento em função do número de elementos.

6.3.2 - Comparação modelos numéricos versus experimentais

Os resultados das extensões principais medidas nos modelos experimentais foram comparados com as deformações principais avaliadas nos modelos numéricos na localização equivalente aos extensómetros para os modelos sem haste. Na tabela 6.5 encontram-se indicados os valores médios das extensões (experimental) e os valores das deformações (numérico), assim como o desvio relativo em percentagem entre estes. A maior diferença da deformação principal máxima entre os modelos numéricos e os modelos experimentais situa-se no modelo com cimento de 4mm no lado lateral, e chega a um erro relativo de 244%. Ainda em relação às deformações principais máximas, o modelo que apresenta a menor diferença entre modelos numéricos e modelos experimentais é o modelo com componente femoral cimentado sem defeito e encontra-se igualmente no lado lateral com um erro relativo de 5%.

Relativamente às deformações principais mínimas, a máxima diferença nominal entre os modelos numéricos e os modelos experimentais situa-se no modelo com aumento metálico de 4mm, no lado medial, e tem um erro relativo de 77%. O mesmo modelo apresenta a diferença mínima nas deformações principais mínimas e está situado no lado lateral com um erro relativo de 3%. Como se pode observar o desvio relativo variou entre 3% e 244%, revelando alguma limitação dos modelos numéricos em replicarem o comportamento de alguns modelos experimentais.

Tabela 6.5 - Comparação entre os modelos numéricos e experimentais.

		Numérico	Experimental	Erro Relativo (%)
Sem Defeito	ϵ_1 M	302	269	12
	ϵ_3 M	37	130	72
	ϵ_1 L	392	413	5
	ϵ_3 L	-223	-144	55
Aumento 4mm	ϵ_1 M	384	457	16
	ϵ_3 M	47,5	209	77
	ϵ_1 L	331	252	32
	ϵ_3 L	-238	-232	3
Cimento 4mm	ϵ_1 M	185	410	55
	ϵ_3 M	101	178	43
	ϵ_1 L	300	87	244
	ϵ_3 L	-235	-170	38
Aumento 12mm	ϵ_1 M	218	302	28
	ϵ_3 M	-74	-43	74
	ϵ_1 L	286	223	28
	ϵ_3 L	-236	-265	11
Enxerto Ósseo	ϵ_1 M	371	544	32
	ϵ_3 M	-202	-520	61
	ϵ_1 L	277	313	12
	ϵ_3 L	-238	-221	8

De forma a avaliar o nível de correlação entre os resultados dos modelos numéricos e experimentais foi traçada a reta de correlação que se encontra na figura 6.7. O valor de correlação R^2 foi de 0,81, sendo a inclinação da reta de $0.76 \times 10^{-6} \text{m/m}$ e a intersecção de $4.97 \times 10^{-6} \text{m/m}$.

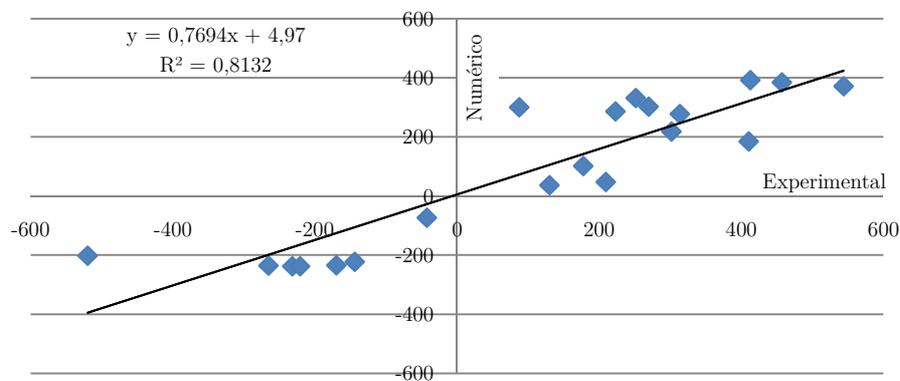


Figura 6.7 – Reta de correlação entre os valores das extensões/deformações dos modelos numéricos e experimentais.

6.3.3 – Deformações principais no osso cortical

As deformações principais máximas (ϵ_1) e mínimas (ϵ_3) no lado medial e no lado lateral ao longo dos alinhamentos a 8,5mm, 18,5mm e 28,5mm de distância para o plano de referência distal estão representadas na figura 6.8.

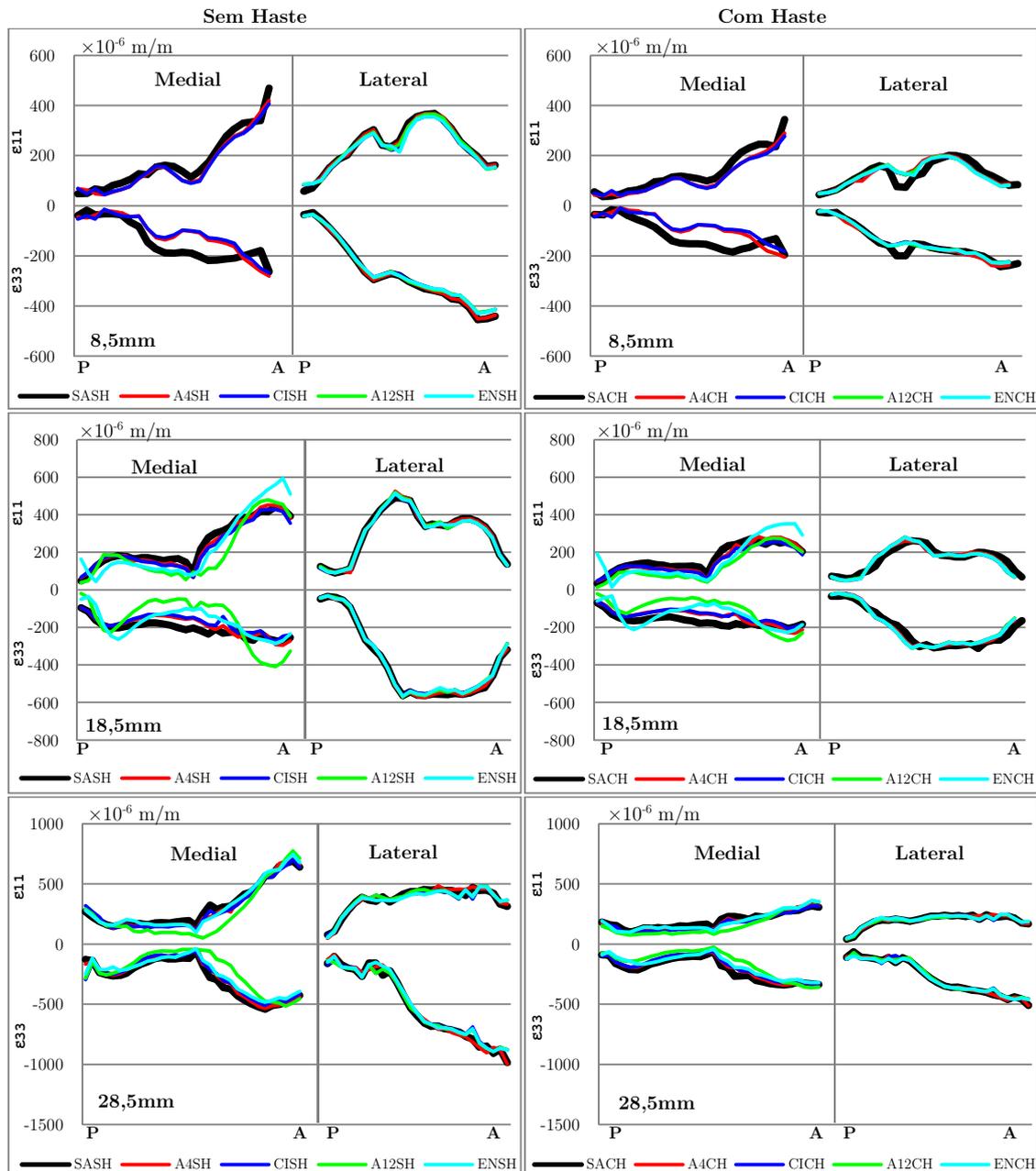


Figura 6.8 - Deformações principais máximas (ϵ_1) e mínimas (ϵ_3) no lado medial e no lado lateral ao longo dos alinhamentos traçados a 8,5mm, 18,5mm e 28,5mm.

Na análise às deformações principais máximas ao longo do alinhamento situado a 8,5mm do plano de referência, na situação com e sem haste não exibiram diferenças significativas entre as diferentes técnicas analisadas. O valor máximo de $469 \times 10^{-6} \text{m/m}$ ocorreu no modelo sem defeito ósseo (SASH) na zona anterior do lado medial. Na análise às deformações

principais mínimas no mesmo alinhamento, encontram-se diferenças significativas relativamente ao modelo sem defeito, apenas para as técnicas associadas ao defeito do tipo F1 no lado medial com e sem haste. A diferença nominal máxima foi de $98 \times 10^{-6} \text{m/m}$, representando 48% relativamente ao modelo sem defeito. Não se encontram diferenças entre ambas as técnicas associadas ao defeito do tipo F1.

Na análise às deformações principais máximas e mínimas no lado lateral para os modelos com haste e sem haste ao longo do alinhamento situado a 18,5mm do plano de referência, estas não exibiram diferenças significativas entre as diferentes técnicas analisadas. Os valores máximos ocorreram em todos os modelos analisados na situação sem haste na zona central do alinhamento A-P. No lado medial para as deformações principais máximas verifica-se um comportamento distinto do modelo com enxerto ósseo relativamente aos restantes modelos. Este apresentou valores superiores de deformação na zona anterior com o valor máximo de $561 \times 10^{-6} \text{m/m}$ a ocorrer na situação sem haste, sendo superior em 60% relativamente ao modelo com haste. No lado medial para as deformações principais mínimas, o modelo com aumento metálico de 12mm (A12SH) foi o que apresentou um comportamento mais distinto relativamente aos restantes modelos, com o valor máximo de $-387 \times 10^{-6} \text{m/m}$ a ocorrer na zona anterior na situação sem haste, a colocação da haste no mesmo modelo originou uma redução de 43% destas deformações.

Na análise às deformações principais máximas e mínimas no lado lateral para os modelos com haste e sem haste ao longo do alinhamento situado a 28,5mm do plano de referência, estas não exibiram diferenças significativas entre as diferentes técnicas analisadas. O valor máximo das deformações principais máximas ocorreu em todos os modelos analisados na situação sem haste com um valor máximo de $424 \times 10^{-6} \text{m/m}$ na zona central do alinhamento A-P, enquanto nas deformações principais mínimas ocorreu na zona anterior com um valor máximo de $-996 \times 10^{-6} \text{m/m}$. No lado medial para as deformações principais máximas e mínimas na situação com haste não se verifica diferenças significativas entre as diferentes técnicas. Já no mesmo lado na situação sem haste verifica-se valores para ambos os tipos de deformações principais mais elevados que no modelo com haste para todos os modelos, sendo que o modelo com aumento metálico de 12mm (A12SH) tem um comportamento mecânico ligeiramente distinto dos restantes modelos.

As deformações principais máximas (ϵ_1) e mínimas (ϵ_3) analisadas ao longo dos alinhamentos verticais no lado medial e no lado lateral estão representadas na figura 6.9. Para ambos os tipos de deformações principais nas situações com e sem haste não se identificaram diferenças significativas entre as diversas técnicas analisadas em ambos os lados. No entanto, evidencia-se de forma clara que para ambos os tipos de deformações principais, os modelos na situação sem haste exibiram sistematicamente valores mais elevados de deformação em aproximadamente de 100% do valor médio da situação com haste.

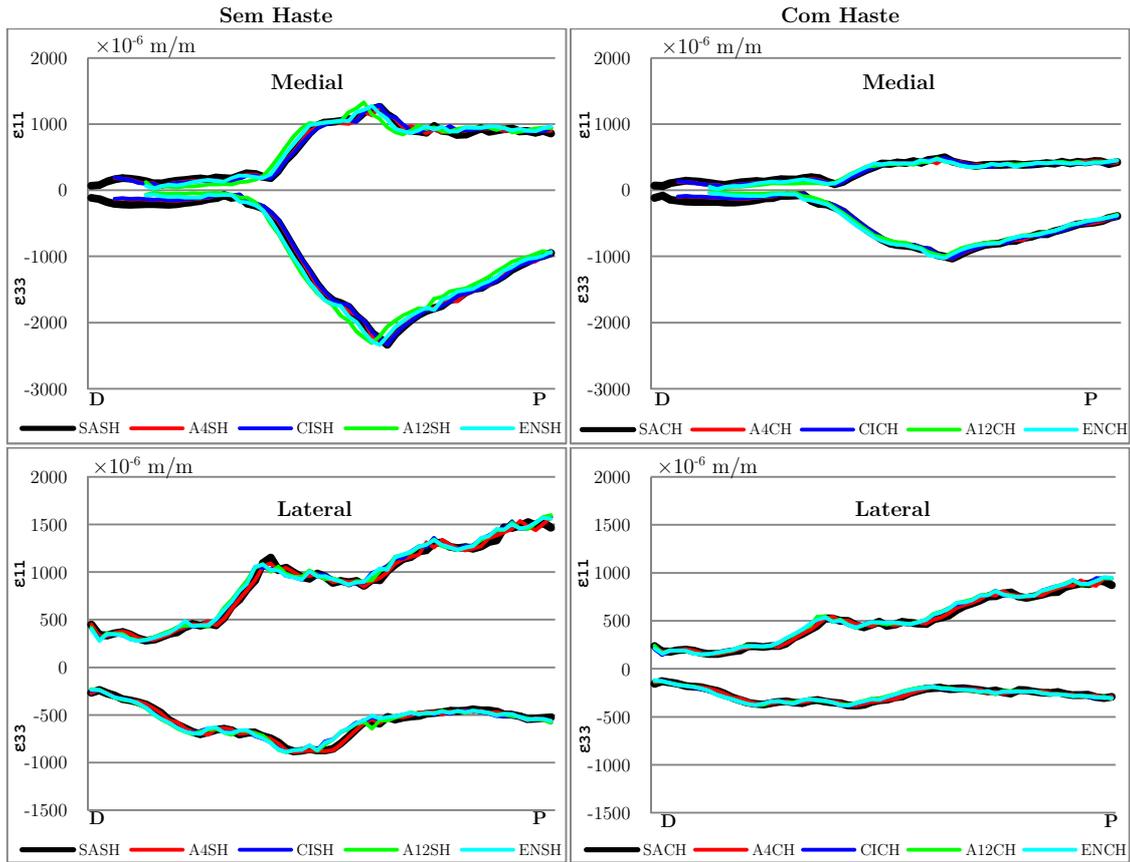


Figura 6.9 - Deformações principais máximas (ϵ_1) e mínimas (ϵ_3) ao longo dos alinhamentos verticais do lado medial e do lado lateral.

6.3.4 – Deformações principais mínimas no osso esponjoso

As deformações principais máximas (ϵ_1) e mínimas (ϵ_3) ao longo dos alinhamentos situados no côndilo medial e no côndilo lateral do osso esponjoso estão representadas na figura 6.12.

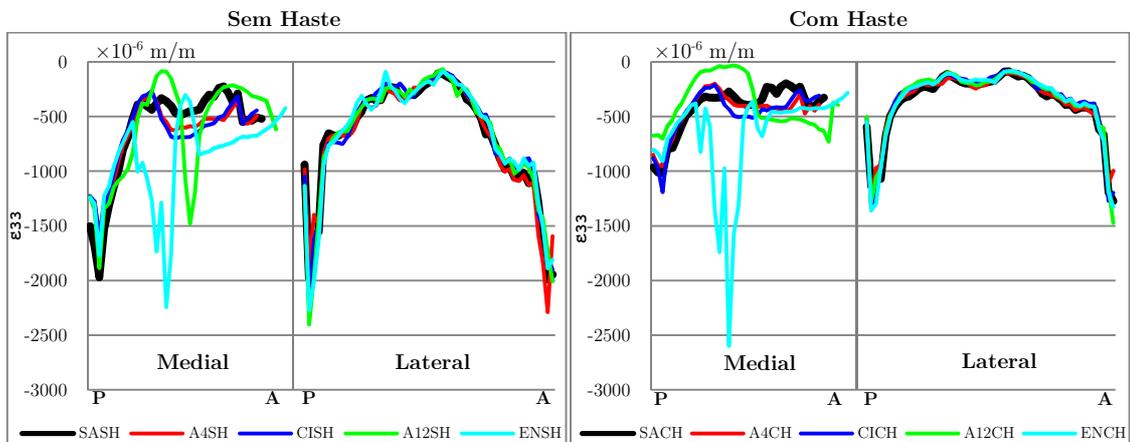


Figura 6.10 - Deformações principais máximas (ϵ_1) e mínimas (ϵ_3) ao longo dos alinhamentos situados no côndilo medial e no côndilo lateral do osso esponjoso.

Na análise às deformações principais mínimas no osso esponjoso no lado lateral para os modelos com haste e sem haste, estas não exibiram diferenças significativas entre as diferentes técnicas analisadas, sendo que os valores nominais máximos ocorrem nas extremidades do alinhamento. No entanto, verifica-se que os valores máximos de deformação no modelo com haste são significativamente mais baixos que na situação sem haste, sendo a redução na ordem do 100% nas extremidades do alinhamento analisado. No lado medial, todas as técnicas associadas ao defeito do tipo F1 e F2 exibiram um comportamento mecânico distinto do modelo sem defeito (SASH). As menores diferenças de deformação estão associadas as técnicas do defeito tipo F1 enquanto as maiores diferenças estão associadas ao defeito tipo F2. O pico de deformação exibido na figura pra a técnica de enxerto ósseo está associado a uma singularidade geométrica na zona de transição do enxerto para o fêmur. No entanto, este modelo foi aquele que mais aumentou a deformação no osso esponjoso ao longo do alinhamento relativamente ao modelo sem defeito.

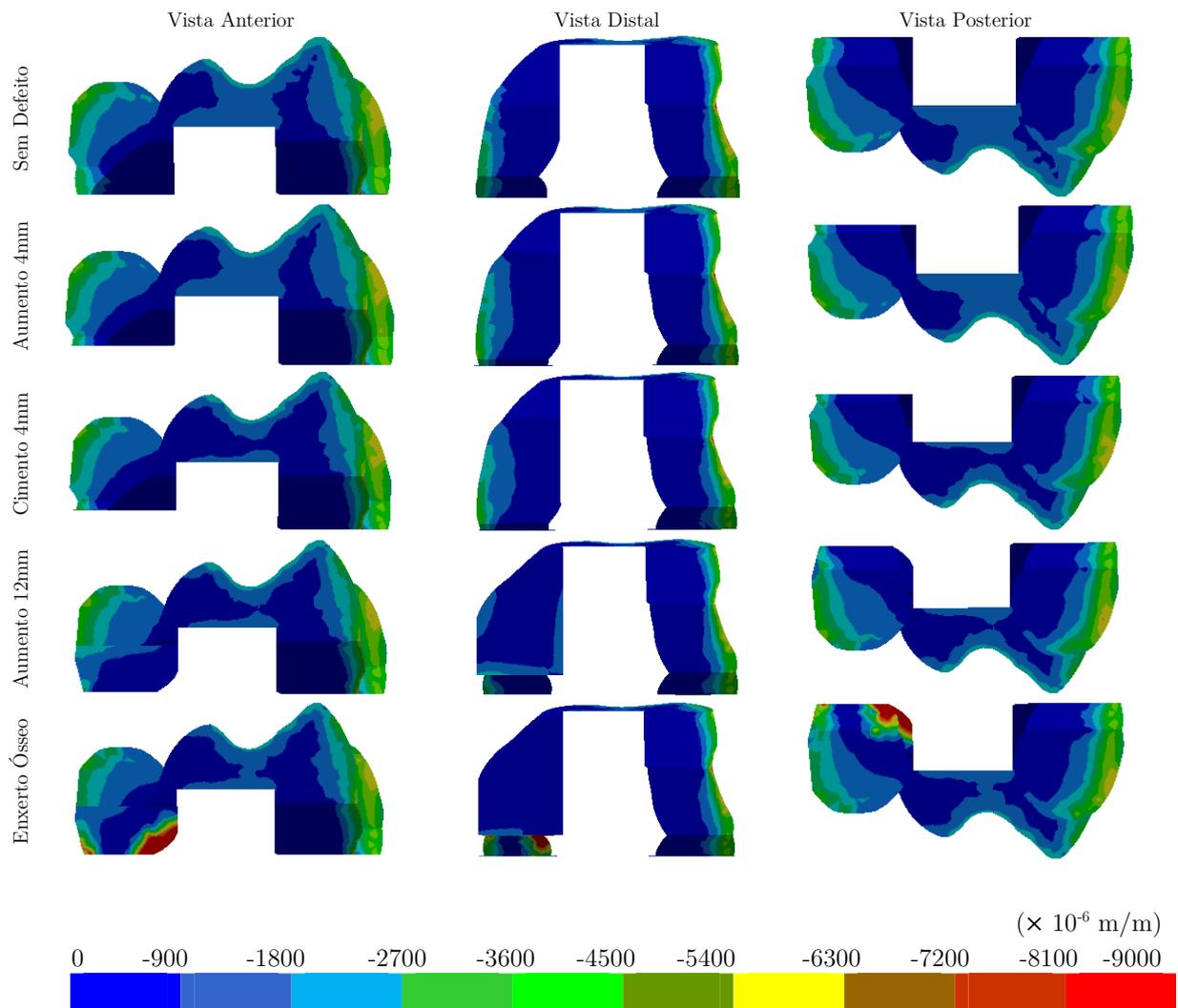


Figura 6.11 - Gradiente das deformações principais mínimas nos modelos sem haste.

O modelo com aumento metálico de 12mm foi o que maior redução de deformações originou relativamente ao modelo sem defeito, sendo na situação com haste que esta redução se torna mais importante com um valor nominal de redução de aproximadamente 250×10^{-6} m/m, o representa aproximadamente de 80%. Para todos as técnicas a situação com haste exibiu deformações nominais menores que a situação sem haste sendo em média a redução próxima de 100%.

Os gradientes das deformações principais mínimas nos modelos sem haste encontram-se representados na figura 6.11.

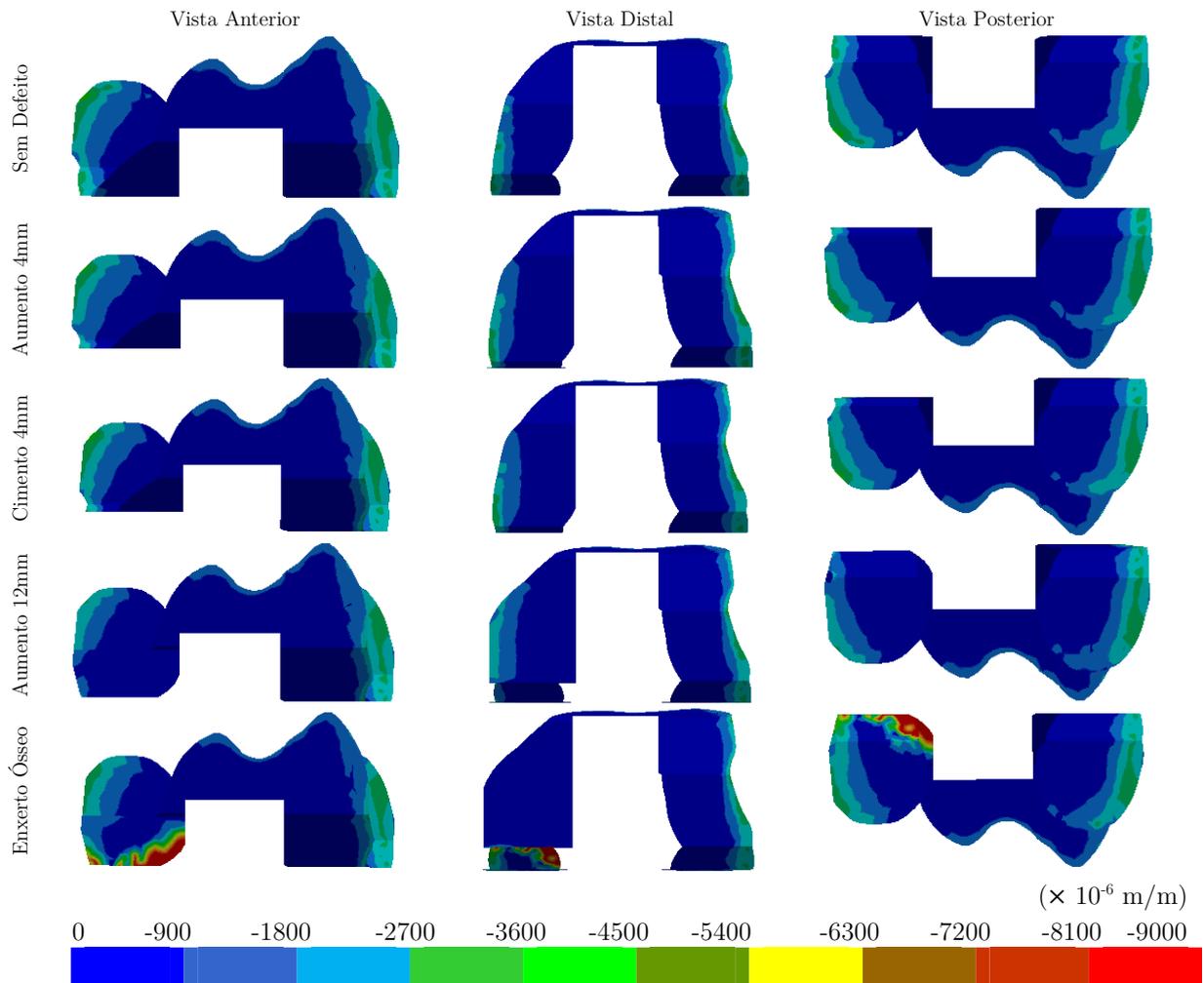


Figura 6.12 - Gradiente das deformações principais mínimas nos modelos com haste.

Analisando os gradientes das deformações principais mínimas não encontramos uma diferença significativa nos modelos responsáveis pela colmatação do defeito tipo F1, quando comparados com o modelo sem defeito ósseo. Já em relação aos modelos responsáveis pela colmatação do defeito tipo F2, nota-se que o modelo com enxerto ósseo apresenta deformações principais mínimas, na zona do enxerto, superiores ao modelo sem defeito, esse aumento é superior a 16 vezes na zona do enxerto.

O modelo sem defeito ósseo apresenta um pico de ϵ_3 de -8863×10^{-6} m/m, o modelo com aumento metálico de 4mm tem pico de ϵ_3 de -8744×10^{-6} m/m, o modelo com cimento de 4mm apresenta como valor máximo de ϵ_3 de -8740×10^{-6} m/m, o modelo com aumento metálico de 12mm apresenta um pico de ϵ_3 de -6620×10^{-6} m/m e o modelo com enxerto ósseo tem pico de ϵ_3 de -149176×10^{-6} m/m.

Os gradientes das deformações principais mínimas nos modelos com haste encontram-se representados na figura 6.12. Analisando os gradientes das deformações principais mínimas não encontramos uma diferença significativa nos modelos responsáveis pela colmatação do defeito tipo F1, quando comparados com o modelo sem defeito ósseo. Já em relação aos modelos responsáveis pela colmatação do defeito tipo F2, nota-se que o modelo com enxerto ósseo apresenta deformações principais mínimas, na zona do enxerto, superiores ao modelo sem defeito, esse aumento é superior a 25 vezes. O modelo defeito ósseo apresenta um pico de ϵ_3 de -4792×10^{-6} m/m, o modelo com aumento metálico de 4mm tem pico de ϵ_3 de -3953×10^{-6} m/m, o modelo com cimento de 4mm apresenta como valor máximo de ϵ_3 de -4065×10^{-6} m/m, o modelo com aumento metálico de 12mm apresenta um pico de ϵ_3 de -4421×10^{-6} m/m e o modelo com enxerto ósseo de 12mm tem pico de ϵ_3 de -123745×10^{-6} m/m. Estes valores são significativamente inferiores aos valores na situação sem haste descritos previamente.

6.3.5 – Tensão de von Mises no cimento ósseo

As tensões de von Mises no cimento ósseo dos modelos sem haste estão representadas na figura 6.13.

As tensões de von Mises mais elevadas situam-se no bordo do cimento ósseo em todas as técnicas, exceto para a técnica com enxerto ósseo. Na técnica com enxerto ósseo os valores mais elevados da tensão de von Mises no cimento situam-se precisamente na região do enxerto.

O cimento associado ao modelo sem defeito ósseo apresenta um pico de tensão de von Mises de 17,5MPa, com 1,48% do volume de cimento entre 6MPa e 10MPa e com 0,93% superior a 10MPa. A técnica com aumento metálico de 4mm apresenta um pico de tensão de von Mises de 17,7MPa, com 1,63% do volume de cimento entre 6MPa e 10MPa e com 1% superior a 10MPa. A técnica para o defeito F1 colmatada com cimento exibe um pico de tensão de von Mises de 18,5MPa, com 1,64% do volume de cimento entre 6MPa e 10MPa e com 1,04% superior a 10MPa. Para a técnica com aumento metálico de 12mm o pico de tensão foi de 17,8MPa, com 1,63% do volume de cimento entre 6MPa e 10MPa e com 1,07% superior a 10MPa. Por último, o cimento associado ao modelo com enxerto ósseo teve um pico de tensão de von Mises de 34,6MPa, com 2,35% do volume de cimento entre 6MPa e 10MPa e com 4% superior a 10MPa.

As tensões de von Mises no cimento ósseo dos modelos com haste estão representadas na figura 6.14.

O cimento associado ao modelo sem defeito ósseo apresenta um pico de tensão de von Mises de 10,2MPa, com 0,77% do volume de cimento entre 6MPa e 10MPa e com 0,11% superior a 10MPa. No caso do aumento metálico de 4mm o valor de pico de tensão de von

Mises foi de 11,2MPa, com 0,90% do volume de cimento entre 6MPa e 10MPa e com 0,11% superior a 10MPa. No modelo com cimento de 4mm o pico de tensão de von Mises foi de 11,1MPa, com 0,87% do volume de cimento entre 6MPa e 10MPa e com 0,16% superior a 10MPa. Na técnica com aumento metálico de 12mm o pico de tensão foi de 11,2MPa, com 0,90% do volume de cimento entre 6MPa e 10MPa e com 0,17% superior a 10MPa. Por último, o pico de tensão de von Mises no modelo com enxerto ósseo foi de 26,6MPa, com 1,70% do volume de cimento entre 6MPa e 10MPa e com 3,28% superior a 10MPa.

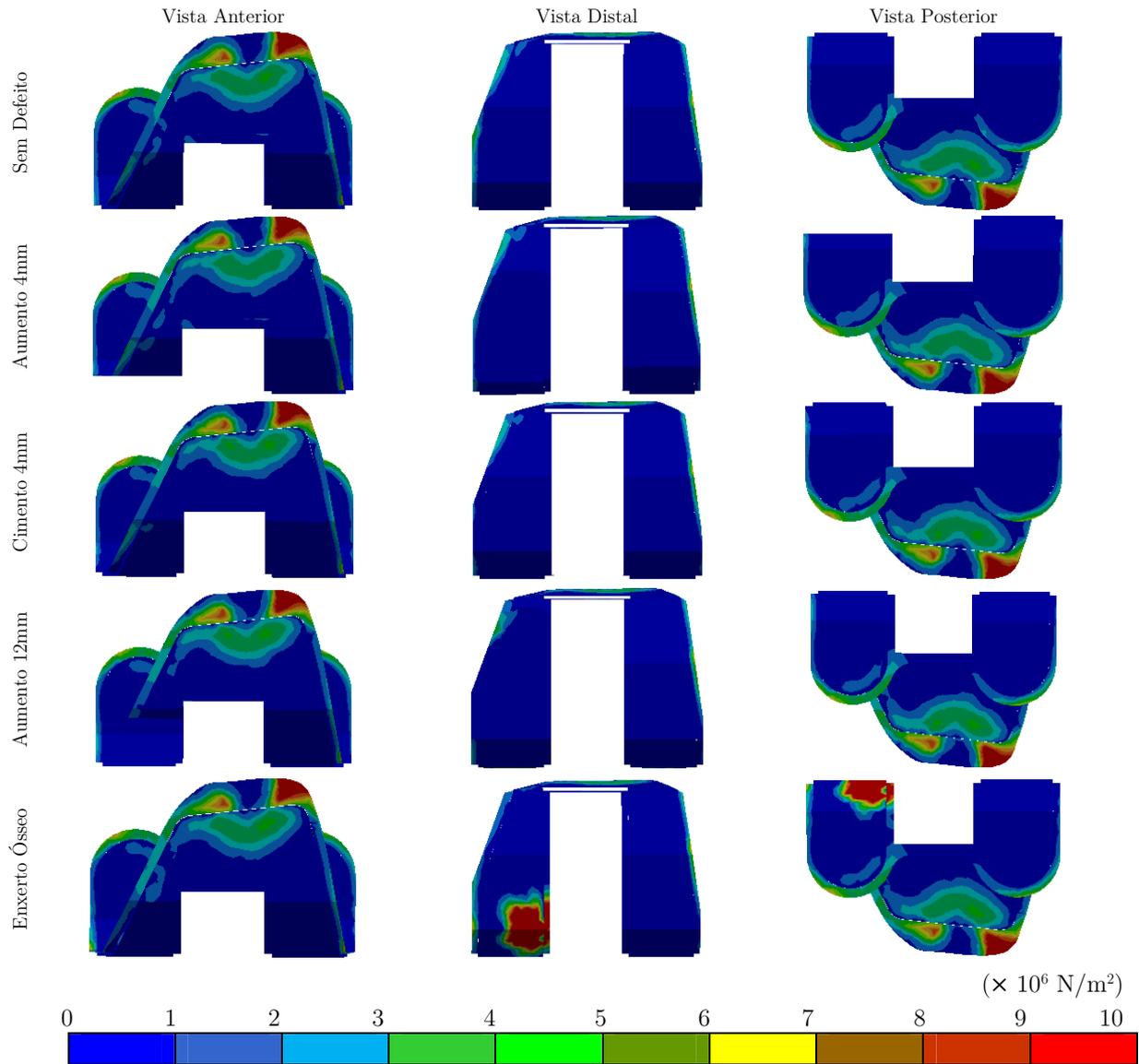


Figura 6.13 - Tensões de von Mises nos modelos sem haste.

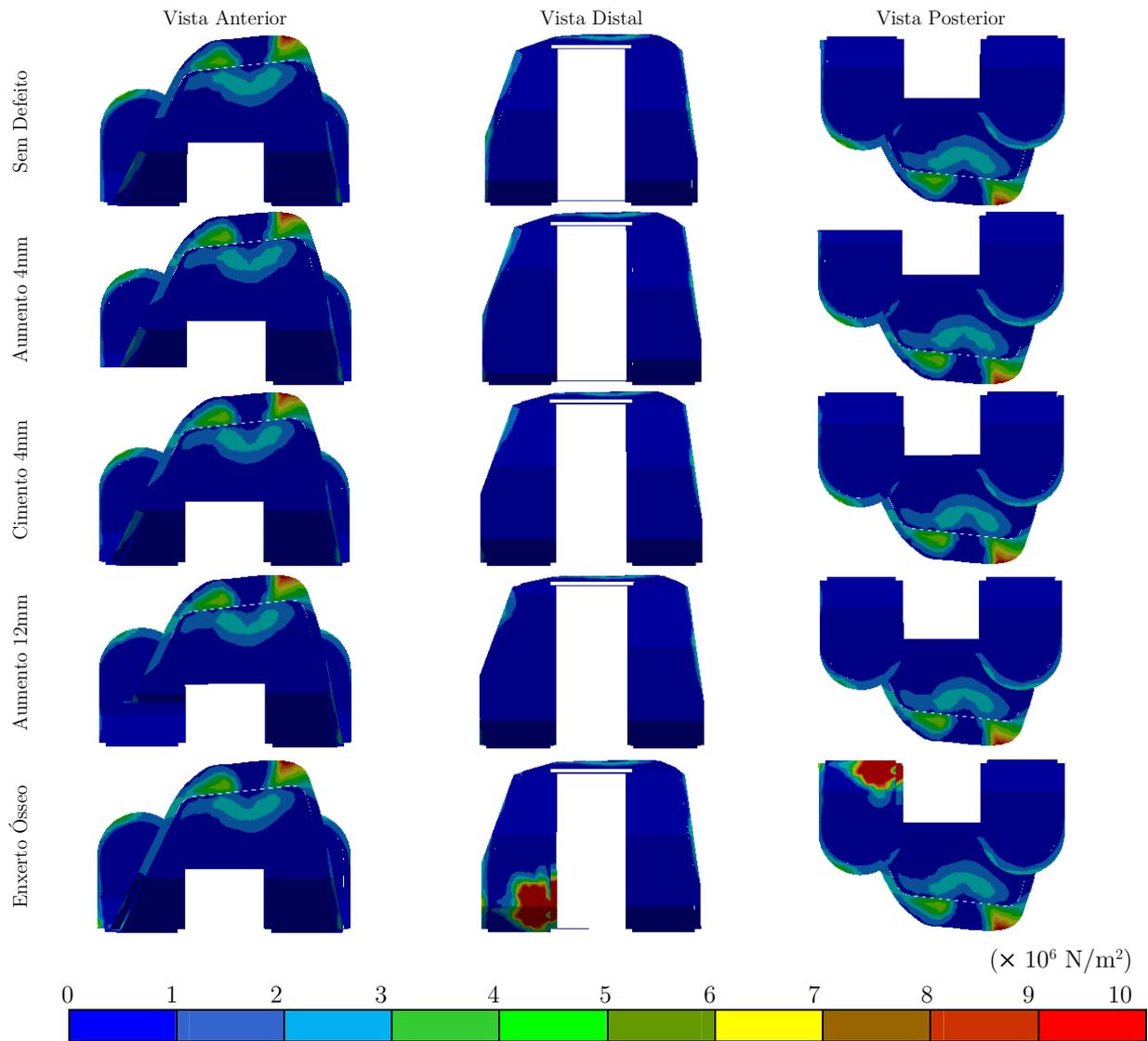


Figura 6.14 - Tensões de von Mises nos modelos com haste.

6.4 – Discussão

Os resultados de correlação das deformações/extensões principais no córtex obtidos entre os modelos numéricos e os modelos experimentais, exibiram um valor correlação mais baixo quando comparado a estudos precedentes que utilizaram métodos idênticos [6,14,15,16,17,18]. Este facto pode estar associado ao sistema de apoio do componente femoral nos modelos experimentais, de modo a assegurar a repartição de carga entre o côndilo femoral medial e lateral, pois este sistema apresentava alguma instabilidade que pode ter gerado uma variação adicional das extensões medidas. Também o modelo numérico não replicou de uma forma exata a situação de carga do modelo experimental, tendo sido uma condição de carga equivalente, mas que no entanto também, pode ter contribuído para

uma aumento das diferenças entre os modelos numéricos e experimentais. No entanto, o nível de correlação de $R^2 0.81$ permite concluir que os modelos numéricos desenvolvidos neste trabalho exibem uma boa capacidade de replicação do comportamento mecânico dos modelos experimentais, sendo esta uma boa indicação para a fidelidade dos resultados obtidos nos modelos numéricos.

Na análise às deformações principais no córtex do fêmur ao longo dos diferentes alinhamentos analisados podemos dizer que o lado do defeito ósseo (lado medial) é o mais sensível às diferentes técnicas comparadas, pois foi neste lado que se fizeram sentir as maiores diferenças de deformações principais. Existiu uma tendência para uma diminuição das deformações principais mínimas e máximas neste lado associado a todas as técnicas com aumentos metálicos e cimento ósseo. Esta tendência de diminuição das deformações no córtex, com já referido pode ser associada a um potencial fenómeno de “*stress-shielding*” associado a possível perda de densidade óssea a termo. No entanto, as diferenças nos valores nominais ($\pm 100 \times 10^{-6} \text{m/m}$) de deformação encontrados, não parecem apresentar um elevado risco para o surgimento deste fenómeno, a exceção da técnica de aumento metálico associada ao defeito do tipo F2 que apresentou valores nominais ligeiramente mais elevados. De forma oposta, na técnica associada ao defeito tipo F2, com a utilização do enxerto ósseo verificou-se uma tendência para o aumento das deformações principais, sendo este mais perceptível na zona anterior. Este aumento observado na zona anterior para esta técnica pode ser associado a um eventual risco de sobrecarga localizada associada à fatura por fadiga, no medio longo prazo. No lado lateral o córtex apresentou um comportamento relativamente indiferente às diferentes técnicas ao longo dos alinhamentos analisados. A utilização da haste femoral, influência de forma significativa o comportamento do osso cortical distal, verificando-se em todas as técnicas um redução das deformações com utilização da haste. Esta diminuição generalizada pode aportar o efeito de “*stress-shielding*” já referido anteriormente para a maioria das técnicas avaliadas, mas pode ser uma vantagem no caso da técnica com enxerto ósseo, onde se verificou um aumento das deformações, localizadas na parte anterior, com esta esta técnica relativamente às restantes técnicas

Tendo em consideração que o principal motivo de falência da artroplastia resulta da falência da capacidade de suporte do osso esponjoso à compressão na região anexa ao implante foram analisados as deformações principais mínimas (de compressão) no osso esponjoso. O comportamento das deformações principais mínimas no lado lateral para as situações com haste e sem haste não exibiram diferenças significativas entre as diferentes técnicas analisadas. No lado medial, todas as técnicas associadas ao defeito do tipo F1 e F2 exibiram um comportamento mecânico distinto do modelo sem defeito (SASH). As técnicas do tipo F1 aumento metálico de 4mm e cimento ósseo tiveram como tendência um ligeiro aumento das deformações, e que devido à sua magnitude não parecem apresentar um risco para o osso de suporte. Já para o defeito tipo 2 a situação é diferente pois o aumento metálico de 12mm teve simultaneamente um efeito de redução de deformação no osso e incremento em regiões anexas. Este comportamento parece de facto apresentar algum risco para o osso de suporte, tanto por poder contribuir para uma perda de densidade óssea muito localizada, tal como um risco de fratura por fadiga devido ao aumento localizado de deformação. Já para a técnica com enxerto ósseo a tendência foi de aumento dos níveis de

deformação no osso esponjoso, podendo este incremento ser positivo para o processo de remodelação e integração do enxerto com o osso de suporte ou apresentar um risco de colapso do enxerto ou fratura por fadiga a termo por sobrecarga localizada. Como já referido a utilização da haste femoral teve tendência a uma redução generalizada nas deformações no osso esponjoso, pelo que poderíamos referir como aconselhável o uso da haste para quando o defeito do tipo F2 é colmatado com enxerto ósseo. Para as outras técnicas e tendo apenas em consideração os níveis de deformação impostos ao osso, a utilização da haste femoral não apresenta uma vantagem evidente, mas sim um eventual problema adicional a termo.

Mesmo para a técnica com enxerto ósseo, o problema de sobrecarga observado no osso esponjoso e cortical pode ser minorado. Em vez da utilização de uma haste, que pode aportar um problema de remodelação óssea do enxerto a termo, como referido anteriormente, pode-se evitar-se a sobrecarga localizada em termos clínico, se o paciente evitar a realização de carga total sobre o joelho durante um período relativamente longo após a revisão, isto também pode colocar em causa a remodelação e integração do enxerto, mas este efeito é menos permanente que a haste.

De forma a avaliar o risco de fratura associado ao cimento ósseo foram avaliadas as tensões de von Mises no manto de cimento ósseo para as diferentes técnicas. A tensão limite de fadiga do cimento ósseo é de aproximadamente 10MPa [19], no entanto Cipolletti e Cook reportaram que a uma temperatura de 37°C e para um número de ciclos superiores a 10 milhões, o limite de fadiga é de cerca de 6MPa [20]. Em todas as técnicas avaliadas assim como no modelo sem defeito, as tensões de von Mises no cimento apresentaram valores superiores a 6MPa, considerado o limite a partir do qual pode existir risco de fratura por efeito das cargas cíclicas (fadiga). Esta fratura pode ser associada à perda de capacidade de transferência de carga do cimento para o osso, podendo originar a perda do implante a termo. Também as fissuras formadas pela fratura do cimento podem dar origem a micropartículas de cimento que vão provocar um processo inflamatório no osso, a que se dá o nome de osteólise, formando-se um tecido fibroso em torno do implante que a termo também poderá colocar em causa a estabilidade deste. No entanto, apesar dos valores de tensão superiores ao valor limite de fadiga (± 6 MPa), o volume afetado por estes níveis de tensão foi bastante reduzido em todos os modelos, tendo o valor de 6% ocorrido na técnica de enxerto ósseo associado ao defeito tipo F2. Pois mais uma vez a eventual utilização da haste femoral nesta técnica, permite reduzir o volume de cimento com níveis de tensão superiores a 6MPa, diminuindo o risco associado à fratura do cimento ósseo.

Capítulo 7

CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

7.1 - Conclusões

Foi objetivo desta tese analisar os aspectos biomecânicos das diferentes técnicas de colmatação de perda óssea no fêmur distal aquando da revisão da artroplastia total do joelho. Procurou-se avaliar como cada uma das diferentes técnicas altera a transferência de carga ao osso de suporte, aferindo assim potenciais riscos de reabsorção óssea ou mesmo falha por fadiga do osso de suporte ou do material associado à técnica utilizada. Avaliou-se também o efeito da utilização da haste intramedular quando associada às diferentes técnicas. A utilização dos modelos experimentais e modelos numéricos permitiram realizar a avaliação de diferentes parâmetros biomecânicos associados a cada técnica de colmatação de perda óssea. Os resultados obtidos no córtex dos modelos numéricos evidenciaram uma boa correlação com os resultados experimentais, sendo esta uma boa indicação para a fidelidade dos resultados obtidos com os modelos numéricos.

Os resultados experimentais e numéricos demonstram alterações de transferência de carga para o osso de suporte entre os diferentes tipos de técnicas comparadas, sendo estas alterações mais importantes nas técnicas associadas ao defeito tipo F2, de maior dimensões. As técnicas de colmatação associadas ao defeito tipo F1 tais como o aumento metálico distal de 4mm e o cimento ósseo, não alteram significativamente a transferência de carga para o osso de suporte, não apresentando à luz dos resultados obtidos, riscos de reabsorção óssea ou fratura por efeito de fadiga devido a cargas cíclicas. Pelo contrário as técnicas associadas ao defeito tipo F2, defeito distal de maior dimensão, tais como o aumento metálico distal de 12mm e enxerto ósseo apresentam riscos para o osso de suporte. Para o aumento metálico de 12mm o principal risco está associado ao efeito de "*stress-shielding*" onde a diminuição dos níveis de deformação no osso adjacente ao aumento distal pode originar perda da densidade óssea a longo termo, pondo em causa o próprio suporte do aumento metálico. Nesta condição o uso de haste intramedular vem potencializar ainda mais o efeito de "*stress-shielding*" e logo a potencial perda de densidade óssea a termo. Já para o mesmo defeito, a técnica de enxerto ósseo apresentou uma tendência para o aumento das deformações no osso cortical e esponjoso. Este aumento pode ser associado a um eventual risco de sobrecarga localizada associada à fratura óssea por esforço de fadiga, no medio longo prazo. Assim, o uso de haste femoral parece apenas ser útil associada à técnica com enxerto ósseo, já que contribui para uma diminuição generalizada das deformações no osso de suporte. No entanto, a utilização da haste intramedular pode aportar um problema de remodelação óssea

do enxerto por falta de estímulo mecânico (menores deformações) a termo, e logo o sucesso da técnica. Similarmente em termos clínico pode-se evitar a sobrecarga localizada no osso de suporte do enxerto ósseo, se o paciente evitar a realização de carga total sobre o joelho durante um período relativamente longo após a revisão, tal também pode colocar em causa a remodelação e integração do enxerto, mas este efeito é menos permanente que a haste. No entanto, este último procedimento só será viável se o osso de suporte e o enxerto apresentarem bons níveis de estabilidade.

7.2 – Trabalhos futuros

Os trabalhos a desenvolver no futuro, passam por mais ensaios experimentais e numéricos com outras condições de carga, ensaios experimentais em osso de cadáver e a realização de ensaios experimentais e numéricos com biomateriais compósitos como elementos de substituição óssea que promovam simultaneamente o suporte ao implante e simultaneamente permitam o crescimento e remodelação óssea sobre a sua estrutura.

Referências

- [1] Ricardo Duarte. Estudo comparativo das técnicas de colmatação de perda óssea na a.t.j. Master's thesis, Universidade de Aveiro, 2010.
- [2] Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod*, 64(3):175-188, 1994.
- [3] Richard L. Drake, Wayne Vogl, Adam W. M. Mitchell. *Gray's: Anatomia para estudantes*. Elsevier, 2005.
- [4] Susan Standring. *Gray's Anatomy: The anatomical basis of clinical practice*. Elsevier Health Sciences UK, 2008.
- [5] Ana Rego. Estudo experimental do efeito das hastes femorais na tibia na ratj. Master's thesis, Universidade de Aveiro, 2008.
- [6] A. Completo. Estudo numérico e experimental da biomecânica da prótese do joelho. Master's thesis, Universidade de Aveiro, 2006. [1] M. Nordin and V. H. Frankel. *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. Williams & Wilkins, 2001.
- [7] http://bonesmart.org/knee/conditions-leading-to-knee-replacement-surgery/?gclid=CP_PgrPc9LUCFY3LtAodHhMASQ (03/2013).
- [8] www.google.com (03/2013).
- [9] Gerard A. Engh. Classification of bone defects femur and tibia. *Knee Arthroplasty Handbook*, 9:116-132, 2006.
- [10] C. J. M. van Loon, M. C. de Waal Malefijt, P. Buma, P. W. Th. Stolk, N. Verdonchot, A. M. Tromp, R. Huiskes, A. Barneveld. Autologous morsellised bone grafting restores uncontained femoral bone defects in knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg*, 82(3):436-44, 2000.
- [11] Mann, K. A., Bartel, D. L., Wright, T. M., Burstein, A. H. Coulomb frictional interfaces in modeling cemented total hip replacements: A more realistic model. *J Biomech*, 28:1067-1078, 1995.
- [12] Morrison, J. B. The mechanics of muscle function in locomotion. *J Biomech*, 3(4): 431-451, 1970.
- [13] P.F.C: Sigma Knee System. P.F.C: Sigma Knee System. Depuy a Johnson and Johnson Company.
- [14] A. Completo, F. Fonseca, C. Relvas, A. Ramos, J. A. Simões. Improved stability with intramedullary stem after anterior femoral notching in total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 20:487-494, 2012.
- [15] A. Completo, J.A. Simões, F. Fonseca. Revision total knee arthroplasty: The influence of femoral stems in load sharing and stability. *The Knee*, 16:275–279, 2009.

- [16] A. Completo, R. Duarte, F. Fonseca, J.A. Simões, A. Ramos, C. Relvas. Biomechanical evaluation of different reconstructive techniques of proximal tibia in revision total knee arthroplasty: An in-vitro and finite element analysis. *Clinical Biomechanics*, 28:291-298, 2013.
- [17] Completo, A., Fonseca F., Simões, J., Ramos, A., Relvas, C. A new press-fit stem concept to reduce the risk of end-of-stem pain at revision TKA: A pre-clinical study. *The Knee*, 19:537-542, 2012
- [18] Completo, A., Rego A., Fonseca F., Ramos, A., Relvas, C., Simões, J., Biomechanical evaluation of proximal tibia behaviour with the use of femoral stems in revision TKA: An in-vitro and finite element analysis. *Clinical Biomechanics*, 25:159-165, 2010.
- [19] Pilliar, R. M., Blackwell, R., Macnab, I., Cameron, H. U. Carbon fiber-reinforced bone cement in orthopedic surgery. *J Biomed Mater Res*, 10(6):893-906, 1976.
- [20] Cipolletti, G. B., Cook, F. W. Fatigue of bone cement in physiological saline at one Hz. *Trans 4th Annu. Soc. Biomater. and 10th Int Biomater. San Antonio, Symp*: 134-135, 1978.